

UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2025

N°:

THÈSE POUR LE

DIPLOÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 29 SEPTEMBRE 2025

Par Mennad, KHOUANE

**Apport des prothèses amovibles flexibles dans
la réhabilitation prothétique : limites cliniques
par rapport aux prothèses en résine acrylique
et indications complémentaires**

JURY

Président : Madame la Professeur Marion DEHURTEVENT

Assesseurs : Monsieur le Docteur Raphaël WAKAM

Monsieur le Docteur Nathan DELEMOTTE

Monsieur le Docteur François DESCAMPS

UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2025

N°:

THÈSE POUR LE

DIPLOÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 29 SEPTEMBRE 2025

Par Mennad, KHOUANE

**Apport des prothèses amovibles flexibles dans
la réhabilitation prothétique : limites cliniques
par rapport aux prothèses en résine acrylique
et indications complémentaires**

JURY

Président : Madame la Professeur Marion DEHURTEVENT

Assesseurs : Monsieur le Docteur Raphaël WAKAM

Monsieur le Docteur Nathan DELEMOTTE

Monsieur le Docteur François DESCAMPS

Président de l'Université :	Pr. R. BORDET
Directrice générale des services :	A.-V. CHIRIS-FABRE
Doyen UFR3S :	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S :	A. PACAUD
Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S :	Pr. C. DELFOSSE
Responsable des Services :	L. KORAÏCHI
Responsable de la Scolarité :	V. MAURIAUCOURT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTÉ

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice, Endodontie
K. AGOSSA	Parodontologie
P. BOITELLE	Responsable du département de Prothèse
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Odontologie Pédiatrique ; Doyen de la faculté d'odontologie UFR3S
L. ROBBERECHT	Responsable du département de Dentisterie Restau- ratrice Endodontie

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS

- T. BECAVIN — Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
- A. BLAIZOT — Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie légale
- F. BOSCHIN — Département de Parodontologie
- C. CATTEAU — Département de Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie légale
- X. COUTEL — Biologie Orale
- A. DE BROUCKER — Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
- M. DEHURTEVENT — Prothèses
- C. DENIS — Prothèses
- F. DESCAMP — Prothèses
- M. DUBAR — Parodontologie
- A. GAMBIEZ — Dentisterie Restauratrice Endodontie
- F. GRAUX — Prothèses
- M. LINEZ — Dentisterie Restauratrice Endodontie
- T. MARQUILLIER — Odontologie Pédiatrique
- G. MAYER — Prothèses
- L. NAWROCKI — Responsable du Département de Chirurgie Orale
- C. OLEJNIK — Département de Biologie Orale
- P. ROCHER — Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
- L. ROBBERECHT — Dentisterie Restauratrice Endodontie
- M. SAVIGNAT — Département de Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
- T. TRENTEAUX — Odontologie Pédiatrique

J. VANDOMME — Prothèses

M. BEDEZ — Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie

R. WAKAM KOUAM — Prothèses

Aux membres du jury...

Madame la Professeur Marion DEHURTEVENT

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

- Section Réhabilitation Orale
- Département Prothèses
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Master Recherche Biologique et Santé – Université de Lille
- Doctorat de l'Université polytechnique des Hauts-De-France – Ecole doctorale science de la matière, rayonnement et environnement de Lille
- Habilitation à Diriger les Recherches - Universités de Lille
- Diplôme Universitaire en prothèse Amovible Complète - Université de Lille
- Diplôme Universitaire d'Occlusodontie et de Réhabilitation Orale Fonctionnelle - Université de Lille
- Certificat d'Étude Supérieure en Prothèse Fixée - Université de Nantes
Lauréate de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire – 2018
- Chargée de mission Nouvelles Technologies

Monsieur le Docteur François DESCAMP

- **Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier**
- Section Réhabilitation Orale
- Département Prothèses
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales
- Maîtrise Universitaire de Pédagogie des Sciences de la Santé
- D.E.S.S. Éducation et Santé
- D.E.A. Sciences de l'Éducation
- Diplôme Universitaire de CFAO Clinique
- Lauréat de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Monsieur le Docteur Raphaël WAKAM KOUAM

- **Maître de Conférences des Universités (Associé) – Praticien Hospitalier**
- Section Réhabilitation Orale
- Département Prothèses
- Docteur en Chirurgie Dentaire (Université Paris Descartes)
- Docteur de l'Université Paris 13 (Mention Sciences de la vie et de la santé)
- Master 2 Recherche – Ingénierie de la santé et Biomatériaux (Université Paris Descartes)

Monsieur le Docteur Nathan DELEMOTTE

- **Chef de Clinique des Universités – Assistant Hospitalier des CSERD**
- Section Réhabilitation Orale
- Département Dentisterie Restauratrice Endodontie
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Master 1 Biologie Santé – Parcours « Dispositifs Médicaux – Biomatériaux » (Université de Lille)

A mes proches ...

Table des matières

Table des matières	12
1. Introduction	15
2. Notions de base.....	17
2.1. Classification de Kennedy Applegate	17
2.2. Triade de Housset	19
3. La prothèse amovible à travers les âges	22
4. Caractéristiques principales d'une prothèse amovible.....	22
5. Matériaux utilisés en prothèse amovible	25
5.1. Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) : le matériau de référence	25
5.2. Les matériaux flexibles	26
6. Propriétés physiques, mécaniques et biologiques des matériaux	29
6.1. Propriétés physiques et mécaniques	29
6.2. Biocompatibilité et réactions allergiques	30
6.3. Performance des crochets en résine thermoplastique : avantages esthétiques, limites mécaniques.....	32
7. Comparaisons expérimentales et cliniques	32
7.1. Tests de flexions et pressions	32
7.2. Propriétés thermiques colorimétriques et résistance au vieillissement.....	37
7.3. Modifications.....	38
7.3.1. Rebasage	38
7.3.2. Polissage	39
7.4. Cas cliniques.....	40
8. Indications, limites et risques cliniques	47
8.1. Avantages et inconvénients	47
8.2. Indications et contre-indications cliniques des NMCDS	48
8.3. Les prothèses flexibles en odontologie pédiatrique	48
8.3.1. Intérêts de la prothèse flexible	48
8.3.2. Présentation d'un cas clinique.....	50
8.4. Complications dues aux prothèses flexibles.....	52
.....	54
.....	54
9. Comportement fonctionnel et résistance des matériaux.....	55
9.1. Transmission des contraintes.....	55
9.2. Usure et durabilité de surface	59
10. Performance clinique et satisfaction des patients	62
10.1. Influence sur l'IMC et les forces masticatoires	62

10.2.	Satisfaction des patients.....	63
10.3.	Influence sur la phonation.....	64
10.4.	Influences sur le parodonte.....	65
11.	Innovations des matériaux.....	66
11.1.	GFRTP	66
11.2.	PEEK ET PEKK.....	67
12.	Conclusion.....	71
13.	Table des illustrations	72
14.	Bibliographie.....	74

Tableau des abréviations

Abréviation	Signification
PMMA	Polyméthacrylate de méthyle
PEEK	Polyéther-éther-cétone
PEKK	Polyéther-cétone-cétone
PPA	Prothèse partielle amovible
NMCDS	Non-Metal Clasp Dentures (prothèses sans crochets métalliques)
GFRTP	Glass Fiber-Reinforced Thermoplastic (thermoplastique renforcé de fibres de verre)
FRS	Flexible Resin System (ici Lucitone FRS)
FDM	Fused Deposition Modeling (dépôt de filament fondu)
IMC	Indice de masse corporelle

ISO	Organisation internationale de normalisation
Co-Cr	Alliage cobalt-chrome

1. Introduction

La réhabilitation prothétique constitue une composante essentielle de la prise en charge en chirurgie dentaire, visant à restaurer les fonctions masticatoires, esthétiques et phonétiques du patient. Parmi les différentes options disponibles, la prothèse amovible partielle en résine acrylique (PMMA) demeure une solution largement utilisée en raison de sa fiabilité, de son coût abordable et de sa facilité de réalisation. Toutefois, les dernières décennies ont vu émerger des alternatives plus souples, telles que les prothèses amovibles flexibles, généralement fabriquées à partir de matériaux thermoplastiques comme le nylon.

Ces prothèses flexibles séduisent par leur confort accru, leur meilleure adaptation aux tissus mous et leur esthétique supérieure, notamment grâce à l'absence de crochets métalliques visibles. Néanmoins, malgré ces avantages apparents, de nombreuses études et observations cliniques soulignent des limites importantes : instabilité, fragilité au long terme, difficulté d'ajustement, absence de possibilité de réparation ou de rebasage, et comportement biomécanique parfois défavorable. De ce fait, les prothèses flexibles sont souvent perçues comme des solutions transitoires ou de complément, et non comme des alternatives viables aux prothèses en PMMA dans toutes les indications.

La présente thèse s'intéresse à cette dualité : entre attrait esthétique et limites fonctionnelles, quelle est la place réelle des prothèses amovibles flexibles dans l'arsenal thérapeutique prothétique ? Peuvent-elles constituer un substitut ou doivent-elles rester un appoint ciblé dans des situations cliniques particulières ? Il apparaît nécessaire d'évaluer objectivement les performances cliniques et mécaniques de ces dispositifs, en les confrontant à la référence que demeure la prothèse en résine acrylique traditionnelle.

L'intérêt de cette problématique réside dans le besoin croissant de personnalisation des traitements prothétiques. À l'heure où les attentes des patients évoluent vers plus de confort et d'esthétique, il est fondamental de déterminer les indications précises, les avantages spécifiques, mais aussi les contre-indications des prothèses flexibles. Ce travail vise ainsi à mieux cerner les critères de choix dans une optique de traitement raisonné, combinant données cliniques, propriétés des matériaux, et besoins individuels du patient.

À travers cette thèse, nous proposons donc une analyse critique de l'usage des prothèses amovibles flexibles, non pour les opposer aux prothèses en PMMA, mais pour explorer les scénarios cliniques dans lesquels leur utilisation peut s'avérer judicieuse, voire complémentaire, dans une démarche de réhabilitation fonctionnelle et esthétique adaptée.

2. Notions de base

2.1. Classification de Kennedy Applegate

Les édentements, ou la perte de dents, sont un enjeu majeur en dentisterie qui affecte non seulement l'esthétique et la fonction masticatoire du patient, mais aussi sa santé bucco-dentaire globale.

La classification de Kennedy-Applegate est une méthode couramment utilisée pour catégoriser les édentements, en particulier ceux qui nécessitent des prothèses partielles amovibles. Cette classification est fondée sur la position et le nombre de dents manquantes ainsi que sur la relation de ces édentements avec les dents restantes dans l'arcade dentaire.

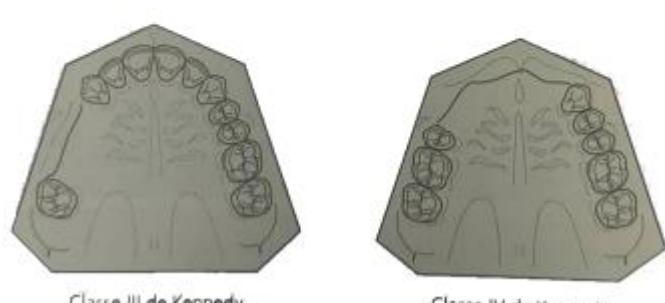
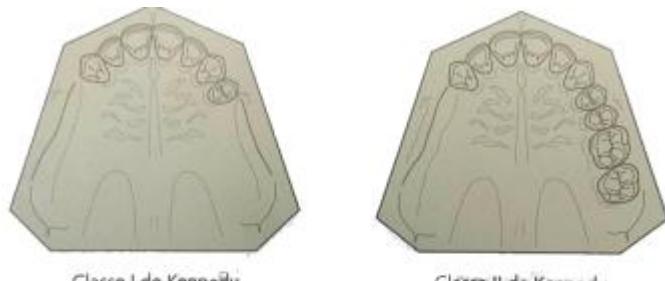
Les classes de Kennedy initiales ont été étendues par Applegate pour inclure des sous-catégories, appelées modifications, qui prennent en compte les espaces édentés supplémentaires non considérés dans la classification originale de Kennedy. Ces modifications permettent une description plus précise et détaillée de la configuration dentaire d'un patient, ce qui est crucial pour la conception prothétique. [1]

Les modifications sont numérotées et ajoutées à la classe de base pour indiquer des édentements additionnels qui ne modifient pas la classification principale mais qui sont essentiels pour la planification du design prothétique.

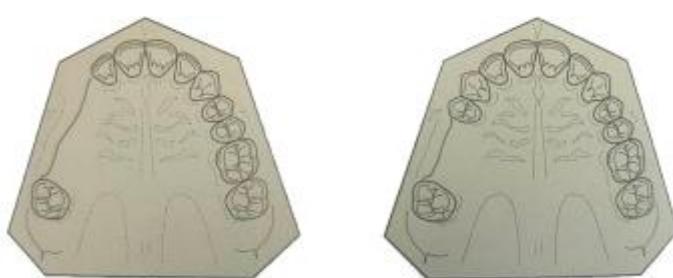
En pratique, l'utilisation des modifications permet au clinicien de mieux adapter le design de la prothèse aux besoins spécifiques du patient, améliorant ainsi la fonctionnalité, le confort, et la durabilité de la prothèse. Cette approche détaillée aide également à anticiper les défis potentiels tels que la distribution des forces de mastication et la rétention de la prothèse, garantissant ainsi un meilleur résultat clinique pour le patient.

Il y a six classes principales dans la classification de Kennedy-Applegate, chacune ayant ses implications spécifiques pour la planification du traitement (cf figure 1):

1. **Classe I** : Édentement bilatéral postérieur, situé aux extrémités des arcs dentaires.
2. **Classe II** : Édentement unilatéral postérieur, également situé à l'extrémité de l'arcade.
3. **Classe III** : Édentement unilatéral avec des dents naturelles présentes à la fois devant et derrière l'espace édenté.
4. **Classe IV** : Édentement antérieur situé de part et d'autres de l'axe médian.
5. **Classe V** : Édentement encastré pour lequel la partie édentée est limitée par une dent ne pouvant pas servir de support prothétique
6. **Classe VI** : Édentement encastré unitaire de faible étendue limité mésialement et distalement par des dents pouvant servir de support prothétique.



Les quatre classes types de Kennedy



Les deux classes ajoutées par Applegate

Figure 1 : Classification de Kennedy Applegate (d'après J.Schittly, E.schittly)[2]

Ces classifications aident les dentistes à déterminer la conception des prothèses partielles en identifiant les zones de support potentielles et en anticipant les forces qui agiront sur la prothèse lors de la mastication. L'application correcte de la classification de Kennedy-Applegate est cruciale pour assurer une fonction optimale et une apparence naturelle pour le patient.

2.2. Triade de Housset

La triade de Housset est très importante à prendre en compte lors de la conception prothétique car elle va influencer sur plusieurs facteurs que nous allons voir ci-dessous.

- La Rétention :

La rétention est le premier pilier de la triade de Housset, un concept essentiel en prothèse dentaire qui se réfère à la capacité d'une prothèse à rester en place dans la bouche. Elle dépend de plusieurs facteurs, notamment l'adaptation des surfaces intérieures de la prothèse aux tissus de soutien ainsi que la succion obtenue par contact intime avec la muqueuse. Le rôle de la rétention est de s'opposer aux forces axiales qui tendent à faire décoller ou déplacer la prothèse, comme la gravité ou les forces masticatoires. Le choix des matériaux, ainsi que la conception des rebords et l'adhésion aux structures dentaires résiduelles, sont des aspects cruciaux qui influencent la rétention d'une prothèse complète ou partielle.

La rétention en prothèse amovible va être assurée par :

- Des éléments actifs : l'extrémité rétentive des crochets, les systèmes d'attachements dans les prothèses composites
- Des éléments passifs : le joint périphérique [1]

- La Stabilisation :

La stabilisation, deuxième élément de la triade de Housset, fait référence à la capacité d'une prothèse à rester stable face aux forces latérales et obliques. Une prothèse stable ne doit pas basculer ni se déplacer lors des mouvements fonctionnels, tels que la mastication ou la parole. Cela dépend de la précision de l'adaptation de la prothèse aux crêtes alvéolaires et aux autres tissus environnants, mais aussi de l'équilibre dans la distribution des forces appliquées sur la prothèse. Pour une meilleure stabilisation, une conception correcte des bases prothétiques, un bon ajustement des crochets (pour les prothèses partielles), et le recours à des techniques d'occlusion équilibrée sont souvent recommandés.

La stabilisation est assurée par plusieurs éléments :

- Un recouvrement maximal des surfaces d'appui (trigones, tubérosités, crêtes) par les selles prothétiques
- Le bras de calage des crochets
- La connexion secondaire
- La barre cingulaire et la barre coronaire

- La Sustentation :

La sustentation est le troisième et dernier volet de la triade de Housset, et elle fait référence à la capacité de la prothèse à résister aux forces verticales de compression qui pourraient la faire pénétrer dans les tissus sous-jacents. Pour éviter que la prothèse ne blesse les muqueuses ou ne provoque une résorption osseuse, il est important de maximiser la surface d'appui et de bien répartir les forces sur l'ensemble de la crête. Les matériaux utilisés pour la base de la prothèse ainsi que la conception anatomique jouent un rôle important dans la sustentation.

La sustentation est assurée par plusieurs éléments :

- Un recouvrement maximal des surfaces d'appui (trigones, tubérosités, crêtes) par les selles prothétiques
- La connexion principale
- Les appuis occlusaux
- Les appuis cingulaires

On constate donc que les éléments rigides des prothèses amovibles jouent un rôle fondamental dans le respect de la triade qui constitue le socle mécanique de toute conception prothétique rationnelle.

En particulier, les châssis métalliques rigides permettent une meilleure répartition des contraintes masticatoires entre les appuis dentaires et ostéo-muqueux, assurant ainsi une sustentation efficace et durable.

De plus, leur rigidité structurelle favorise la stabilisation de la prothèse en limitant les mouvements de bascule ou de rotation, tout en assurant une insertion et une désinsertion contrôlées via des crochets ou systèmes d'attachement précis.

À l'inverse, les prothèses amovibles flexibles, souffrent d'un manque de rigidité qui compromet cette triade. Leur souplesse, si elle améliore le confort et l'adaptation initiale, entraîne une mobilité excessive, réduit l'efficacité des appuis, et expose les dents piliers à des contraintes inappropriées.

Ce déficit en rigidité empêche donc d'assurer une sustentation et une stabilisation optimales, rendant les prothèses flexibles moins adaptées comme solutions d'usage, en dehors d'indications spécifiques ou transitoires. Ainsi, les éléments rigides restent indispensables pour garantir la longévité, la fonctionnalité et la stabilité des prothèses amovibles selon les principes biomécaniques fondamentaux.

3. La prothèse amovible à travers les âges

Depuis plusieurs décennies, les matériaux utilisés en prothèses amovibles dentaires ont considérablement évolué. Dès le XIX^e siècle, on utilisait des bases en ivoire ou vulcanite (caoutchouc durci), associées à des dents en porcelaine ou ivoire. [3,4]

Puis, au XX^e siècle, le PMMA est devenu la norme pour les bases prothétiques en raison de sa biocompatibilité, sa facilité de mise en œuvre et son coût maîtrisé.

Parallèlement, les alliages métalliques (Co–Cr principalement) soutenant les prothèses partielles sont restés incontournables pour leur solidité. L'avènement des technologies numériques a permis l'intégration de blocs usinables en PMMA, résines composites chargées, et même de résines biocompatibles imprimées en 3D pour des bases prothétiques plus précises.

Aujourd'hui, on observe l'arrivée de matériaux hybrides et de résines hautes performances offrant un excellent compromis entre résistance, esthétisme, précision et durabilité.

Ainsi, la transition est claire : des matériaux naturels et lourds, on est passés à des polymères modernes, puis à des matériaux numérisés, renforcés et personnalisables, révolutionnant le confort et la fiabilité des prothèses amovibles. [4]

4. Caractéristiques principales d'une prothèse amovible

La réussite d'une prothèse adjointe partielle repose sur une série d'éléments clés qui doivent être intégrés dès la phase de planification. Le premier aspect fondamental concerne la conception globale du châssis métallique, qui conditionne en grande partie le bon fonctionnement de la prothèse.

Cette étape doit tenir compte de la configuration de l'édentement selon la classification de Kennedy et Applegate, de la répartition spatiale des dents restantes, ainsi que de la qualité parodontale des piliers situés aux extrémités de la zone édentée. Un équilibre harmonieux entre les appuis dentaires et muqueux doit être recherché pour assurer une répartition fonctionnelle des forces. Dans ce contexte, les principes de la triade de Housset prennent tout leur sens : assurer une bonne rétention, une sustentation efficace, et une stabilisation correcte.

Ces fonctions dépendent autant de la topographie des surfaces d'appui que des composants prothétiques : crochets, barres, selles, connexions métalliques et dispositifs d'attachement.

Avant la mise en œuvre prothétique, il est indispensable de restaurer un environnement sain, que ce soit par des techniques chirurgicales ou conservatrices. L'objectif est d'éliminer les excès tissulaires ou les structures inadaptées, comme des brides ou freins trop proches de la crête, pour retrouver une surface fonctionnelle stable. Cette démarche vise également à préserver le capital osseux et muqueux par des interventions peu invasives, garantissant ainsi une meilleure intégration de la prothèse.

L'usage d'une prothèse transitoire bien réalisée peut s'avérer très utile dans les premières phases du traitement. Elle permet d'adapter progressivement les tissus aux contraintes mécaniques, de valider certaines étapes cliniques, et de maintenir une fonction masticatoire et esthétique en attendant la réalisation de la prothèse définitive.

Après une extraction, une fermeture muqueuse est généralement observée vers trois semaines, moment à partir duquel une empreinte peut être envisagée. Toutefois, la résorption osseuse se poursuit au-delà, ce qui implique souvent une réadaptation de la prothèse transitoire après quelques mois. Un délai de trois à six mois permet d'atteindre une situation plus stable, tout en tenant compte des impératifs sociaux et fonctionnels du patient.

Par ailleurs, la précision des empreintes est un maillon essentiel de la chaîne prothétique. Une empreinte de mauvaise qualité compromet l'ajustement de la prothèse, ce qui peut entraîner inconfort, mauvaise répartition des forces, ou perte de stabilité. Il est donc crucial de maîtriser les techniques d'empreinte, en tenant compte de la viscosité des matériaux, des limites anatomiques, et des zones de compression à éviter.

Enfin, l'équilibre occlusal constitue un facteur de confort et de durabilité. Un réglage précis des contacts occlusaux en statique doit être effectué lors de la pose de la prothèse, suivi d'un contrôle en dynamique quelques jours plus tard, lors des premières utilisations en conditions réelles. Cette étape permet de corriger d'éventuels déséquilibres fonctionnels qui pourraient affecter la stabilité ou provoquer des douleurs musculaires ou articulaires.

L'ensemble de ces critères, de la conception à l'occlusion, peuvent être pleinement respectés grâce à l'utilisation de matériaux rigides tels que le PMMA ou les alliages métalliques. Ces matériaux garantissent une excellente stabilité dimensionnelle, une résistance mécanique suffisante pour supporter les contraintes masticatoires, et une rigidité nécessaire au bon fonctionnement des bras de calage, des appuis et des crochets.

En revanche, les prothèses fabriquées à partir de matériaux flexibles comme le polyamide présentent des limites notables. Leur souplesse, bien qu'elle apporte un certain confort initial, nuit à la précision de l'appui, fragilise la stabilité de l'ensemble, et compromet l'efficacité de la triade de Housset. Par conséquent, les prothèses flexibles ne permettent pas, dans la majorité des cas, de remplir l'ensemble des conditions nécessaires à un traitement prothétique optimal et durable. [1,5,6]

5. Matériaux utilisés en prothèse amovible

5.1. Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) : le matériau de référence

Le PMMA reste le matériau le plus utilisé notamment grâce à :

- Sa biocompatibilité
- Sa stabilité dimensionnelle
- Sa facilité de réparation et de modification
- Son coût abordable

Il possède cependant des limites, en effet il est sensible aux chocs et aux fractures, peut entraîner une coloration à long terme et est sensible à la croissance bactérienne dans les zones rugueuses

Le PMMA peut être amélioré par :

- Renforcement :
 - avec des fibres de verre ou de carbone pour augmenter sa résistance à la flexion
 - avec des particules métalliques ou céramiques pour améliorer ses propriétés mécaniques et antibactériennes
 - avec des nanoparticules pour un effet antimicrobien [7]
- Polymères modifiés :
 - avec l'incorporation d'élastomères pour réduire la fragilité
 - avec l'utilisation de copolymères pour mieux résister à la chaleur et aux impacts

5.2. Les matériaux flexibles

Les prothèses partielles amovibles sans crochets métalliques ou NMCDs (non-metal clasp dentures) sont des prothèses amovibles utilisant des résines thermoplastiques pour les crochets, au lieu du métal. (cf fig 2 et 3)

Deux types sont distingués :

- souples et sans armature métallique → flexibles mais peu rigides.



Figure 2 : Photographie d'une prothèse flexible sans armature métallique (d'après Fueki et al., 2014)

- Avec armature métallique → plus rigides et stables. [8]



Figure 3: Photographie d'une prothèse flexible avec armature métallique (d'après Fueki et al., 2014)

a. Polyamides (Nylon)

Ce sont les plus courants on y retrouve notamment le Valplast et le Lucitone FRS, leur principal avantage est qu'ils sont flexibles et sans crochets métalliques, ils possèdent néanmoins de nombreux désavantages que nous verrons par la suite. [9]

b. Polymères à base de cétone

On y retrouve essentiellement le PEEK et le PEKK qui sont des matériaux récents et qui ont des propriétés semblables aux PMMA et semblent combiner les avantages des PMMA avec les prothèses flexibles, mais on a encore peu de recul sur ceux-ci et leur prix reste assez élevé pour le moment.

c. Polycarbonates et polyesters

Ils ont sensiblement les mêmes propriétés que les polyamides avec une forte rétention de plaque bactérienne car plus rugueux.

Il existe de nombreux matériaux flexibles avec des propriétés différentes (cf tableau 1) [8]

Tableau 1 : Propriétés des différents matériaux flexibles (d'après Fueki et al., 2014)

Matériaux	Souplesse / Rigidité	Esthétique	Réparabilité	Résistance (chocs / usure)	Indications cliniques
Polyamide (Valplast, Lucitone FRS)	Très souple (faible rigidité)	Bonne	Très difficile (pas au fauteuil)	Bonne résistance aux chocs, fragile à l'usure	Petits édentements, forte demande esthétique, patients allergiques
Polyester	Semi-rigide (modérément flexible)	Très bonne	Facile (compatible avec résine autopolymérisante)	Moins résistant aux chocs, bonne tenue en bouche	Édentements partiels, ajustements possibles
Polycarbonate	Rigide (haute résistance mécanique)	Bonne (moins translucide)	Bonne (réparable au fauteuil)	Très bonne durabilité et hygiène	Nombreuses dents manquantes, besoin de solidité
Acrylique (AcryTone)	Intermédiaire	Correcte	Bonne	Moins évaluée	Alternative économique ou usage limité
Polypropylène (UniGum)	Très rigide	Correcte	Inconnu / peu documenté	Inconnu	Matériau récent, usage expérimental ou réparations

6. Propriétés physiques, mécaniques et biologiques des matériaux

6.1. Propriétés physiques et mécaniques

On a analysé les propriétés physiques, mécaniques et cliniques des résines polyamides (nylon) utilisées comme matériau de base pour les prothèses dentaires.

Les propriétés mécaniques d'un matériau de base prothétique en nylon (Lucitone FRS) ont été comparées à celles de trois résines en PMMA utilisées pour les prothèses dentaires. Ils ont observé que le nylon présentait une rigidité inférieure à celle des résines PMMA (Acron Mc et Meliodent). Après désinfection, le module de flexion du nylon augmentait légèrement, mais restait globalement plus faible. En ce qui concerne la résistance à la flexion, le nylon était moins performant que deux des polymères testés, mais affichait des résultats similaires à une résine PMMA injectée (Lucitone 199).

On a comparé six résines thermoplastiques utilisées en prothèse dentaire, incluant trois polyamides (dont Valplast, Lucitone FRS et Flexite Supreme). Les résultats ont montré que ces matériaux présentaient une résistance à la flexion et un module d'élasticité inférieurs aux exigences des normes ISO, mais offraient une excellente résistance aux fractures.

Les propriétés mécaniques de polyamides ont aussi été comparées aux PMMA, les résultats ont montré que les deux polyamides présentaient les plus faibles valeurs de résistance à la flexion à la limite proportionnelle ainsi que les modules d'élasticité les plus bas parmi les résines testées pour les bases de prothèses.

Bien que les polyamides présentent certains avantages intéressants, ils nécessitent encore des modifications pour offrir des propriétés aussi fiables et constantes que celles des matériaux actuellement utilisés à base de PMMA. Par ailleurs, en raison du manque de données cliniques solides sur leur comportement à long terme, un suivi rigoureux et attentif des patients porteurs de prothèses en polyamide est vivement recommandé.

Il en a été conclu que les résines polyamides offrent une faible résistance à la flexion, élasticité et rigidité mais offrent une bonne résistance aux chocs et fractures. Elles montrent aussi un changement de couleurs plus prononcé. Les polyamides ont une surface plus rugueuse qui peut provoquer plus d'infections bactériennes et fongiques. Elles sont recommandées pour les patients allergiques aux résines classiques, ou lorsque l'esthétique est prioritaire. [10]

6.2. Biocompatibilité et réactions allergiques

La biocompatibilité des matériaux prothétiques est essentielle pour assurer le confort et la sécurité des patients.

On a examiné les propriétés des polyamides utilisés comme matériaux de base pour les prothèses dentaires. (cf tableau 2)

Les auteurs ont souligné que les polyamides présentent une bonne biocompatibilité, avec une faible incidence de réactions allergiques.

Cependant, ils ont également noté que des études supplémentaires sont nécessaires pour évaluer pleinement leur comportement à long terme dans la cavité buccale. [10]

Tableau 2 : Comparaison des polyamides et PMMA selon leur biocompatibilité et leur réaction allergique (d'après Vojdani et Giti, 2015)

	Polyamide	PMMA
Biocompatibilité	Bonne biocompatibilité, comparable à celle du PMMA.	Bonne biocompatibilité, largement documentée.
Réactions allergiques	Faible incidence rapportée, alternative pour patients allergiques au PMMA.	Risque plus élevé de réactions allergiques, notamment dues aux monomères résiduels.

De plus on a évalué la cytotoxicité des résines thermoplastiques sur les fibroblastes, sur la base des preuves limitées disponibles, les résines thermoplastiques pour bases de prothèses dentaires semblent être biocompatibles et présentent une cytotoxicité insignifiante. [11]

Une autre étude a été réalisée pour évaluer la cytotoxicité de six résines thermoplastiques pour bases de prothèses dentaires *in vitro*, en simulant des conditions de température variées (37 °C, 70 °C et 121 °C) pour refléter l'exposition à des aliments chauds et des boissons chaudes.

Les résultats ont montré que, globalement, ces résines ne présentent pas de cytotoxicité majeure, bien que certaines, comme Valplast et Acrytone, affichent une baisse notable de la viabilité cellulaire à des températures élevées et montrent une sensibilité à des températures élevées, pouvant entraîner une libération de substances affectant la viabilité cellulaire.

Des études supplémentaires, notamment *in vivo*, sont recommandées pour évaluer la sécurité à long terme de ces matériaux en conditions d'utilisation réelle. [12]

6.3. Performance des crochets en résine thermoplastique : avantages esthétiques, limites mécaniques

Bien que les matériaux thermoplastiques comme le polyamide soient préférés pour leur souplesse et leur intégration esthétique en zone antérieure, leur utilisation pour la fabrication de crochets présente des limites importantes sur le plan fonctionnel.

Une étude comparative a montré que les crochets conçus en résine acétal ou en matériaux injectés comme le Versacryl et le Thermopress (polyester), bien qu'esthétiquement discrets, offraient une rétention sensiblement inférieure à celle des crochets métalliques en alliage cobalt-chrome.

Ce déficit de rétention peut compromettre la stabilité de la prothèse, notamment dans les cas de forte sollicitation masticatoire.

Si l'aspect visuel est un avantage indéniable des crochets flexibles, leur usage doit être évalué avec prudence dans les zones soumises à de fortes contraintes fonctionnelles, au risque d'altérer la longévité et la tenue en bouche de la prothèse. [13]

7. Comparaisons expérimentales et cliniques

7.1. Tests de flexions et pressions

On a essayé de déterminer si certains matériaux acryliques pour bases de prothèses dentaires peuvent être utilisés efficacement comme crochets dans des prothèses sans métal, en évaluant leurs propriétés mécaniques.

Les chercheurs ont testé plusieurs résines thermoplastiques : polyamide, polyester, polycarbonate ; et acryliques selon deux méthodes : un test de flexion en trois points et l'utilisation d'un « Cantilever Beam » ou test en porte-à-faux. Les propriétés mesurées incluaient la résistance à la flexion, le module d'élasticité, et la contrainte à 0,05 % de déformation plastique. (cf tableau 3)

Tableau 3: comparaison de la résistance à la flexion, du module d'élasticité et de la déformation plastique des différents matériaux utilisés en prothèse amovible (adapté de Iwata, 2016)

		Table 3 – Mean and standard deviation (SD) of the mechanical properties of the denture base materials by three-point flexural tests.		
		Flexural strength (MPa)	Elastic modulus (MPa)	0.05% proof stress (MPa)
Polyamide	Valplast (VAL) Lucitone FRS (LTF)	45.3 (1.6) 67.5 (4.3)	1243.3 (73.7) 1559.8 (67.7)	14.3 (1.1) 35.9 (0.7)
Polyester	EstheShot (ES) EstheShot Bright (ESB)	74.5 (1.0) 68.1 (1.6)	1906.1 (46.8) 1736.3 (85.4)	48.7 (2.8) 39.7 (3.4)
Polycarbonate	Reigning N (REN)	95.8 (2.9)	2363.9 (72.1)	42.3 (1.9)
Acrylic	Acry Tone (ACT)	55.1 (1.7)	1674.6 (42.3)	25.3 (2.7)
	Acron (AC)	54.8 (1.7)	1661.3 (95.4)	24.8 (1.0)
	Pro Impact (PI)	90.1 (4.0)	2999.1 (260.0)	51.8 (3.8)
	Procast DSP (PC)	84.5 (2.1) 93.5 (5.6)	2198.6 (73.8) 2675.0 (128.6)	41.3 (3.2) 48.6 (2.0)
HI 95.1 (2.7) 2525.9 (93.1) 47.5 (2.2)				
() – standard deviation.				

Table 4 – Mean and standard deviation (SD) of the mechanical properties of the denture base materials by cantilever beam tests.

	Load at 0.5 mm deformation (N)	Elastic modulus (MPa)
VAL	5.3 (1.4)	712.2 (238.8)
LTF	7.5 (1.2)	1009.2 (133.4)
ES	9.7 (1.8)	1228.5 (256.4)
ESB	8.2 (0.9)	1037.9 (253.5)
REN	11.1 (1.2)	1463.2 (180.8)
ACT	7.8 (0.9)	1104.7 (197.4)
AC	11.8 (1.9)	1585.3 (303.8)
PI	9.7 (1.7)	1276.4 (220.9)
PC	11.8 (1.8)	1655.1 (280.6)

() – standard deviation.

Pour le test de flexion en 3 points :

- Résistance à la flexion :** Les matériaux les plus résistants sont les résines acryliques ainsi que le polycarbonate, les moins résistants sont les polyamides et les polyesters.
- Rigidité (module élastique) :** AC est le plus rigide, REN, PC et PI sont aussi rigides, le Valplast reste le plus souple.
- Limite élastique (déformation avant dommage permanent) :** le matériau qui résiste le moins bien à la déformation est le Valplast.

Pour le test « Cantilever Beam » :

1. **Force nécessaire pour plier le matériau (à 0,5 mm de déformation)** : Les matériaux les plus résistants à la flexion légère restent les résines acryliques et polycarbonate, le plus facilement pliable est le Valplast.
2. **Module d'élasticité (mesure de rigidité dans ce test)** : Les plus rigides sont encore les résines acryliques, le Valplast reste le moins rigide.

Bien que les résultats de cette étude soient limités, le matériau de base acrylique PI pourrait représenter une alternative aux résines polyamide, polyester et polycarbonate actuellement utilisées pour les prothèses amovibles sans crochets métalliques. Ce matériau pourrait même être envisagé pour la conception des crochets des prothèses amovibles sans crochets métalliques. PI combine solidité, souplesse contrôlée, et facilité d'usage, ce qui en fait un choix équilibré et sécurisé pour des prothèses esthétiques sans métal, tout en étant plus stable que des résines très souples. [14]

Tableau 4: comparaison des propriétés de PI et Valpast (adapté de Iwata, 2016)

	PI (Pro Impact)	Valplast (Polyamide)
Résistance à la flexion	Bonne (84,5 MPa)	Faible (45,3 MPa)
Élasticité (module d'élasticité)	Modérée (2198,6 MPa)	Très souple (1243,3 MPa)
Limite élastique (proof stress)	Élevée (41,3 MPa)	Très basse (14,3 MPa)
Facilité de réparation	Facile	Difficile
Polissage	Facile	Compliqué
Esthétique	Bonne	Excellent (crochets invisibles)
Compatibilité clinique	Forte	Limitée à certains cas
Risque de déformation	Faible	Élevé
Risque de fracture	Faible (très résistant)	Très faible (bonne résistance à l'impact)

Le Pro impact peut constituer un bon matériau de remplacement aux résines flexibles pour la conception des crochets non car il leur est supérieur sur plusieurs points. (cf tableau 4)

D'autres tests ont été réalisés afin de comparer la résine Valplast au PMMA, cela a confirmé la bonne résistance aux chocs et à l'impact du Valplast et il possède aussi une meilleure température de transition vitreuse in vitro, ce qui reflète une bonne stabilité thermique. Cependant son faible module d'élasticité et son manque de rigidité limite sa stabilité clinique à long terme. [15]

On a étudié l'impact d'une désinfection par immersion de 24h dans une solution sans aldéhyde sur les propriétés mécaniques, notamment la résistance à la flexion et à l'impact, de deux résines flexibles de type polyamide : Valplast et Sunflex.

Sunflex est nettement plus rigide et résistant que Valplast. La désinfection n'a pas modifié significativement les performances de Sunflex, le Valplast devient plus rigide après immersion, ce qui peut compromettre sa souplesse, un des avantages principaux du matériau. [16]

On peut comparer la surface de transmission de pression et la pression maximale transmise des différents matériaux on va ici comparer 3 matériaux de bases prothétiques : Le triplex (PMMA), le Valplast (Polyamide), le Basis PC (Polycarbonate) sur leur transmission de pression ainsi que sur leur module d'élasticité et leur dureté.

Tableau 5: Comparaison de la surface de transmission, la pression maximale transmise, le module d'élasticité et la nanodureté (adapté de Nasution et al., 2018)

Matériaux	Surface de transmission	Pression maximale transmise (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Nanodureté (GPa)
PMMA	Elevée	Elevée	5.88	0.27
Polyamide	Moyenne	Faible	2.14	0.13
Polycarbonate	Moyenne	Faible	2.97	0.20

Une grande surface de transmission est mieux tolérée par les tissus et limite les points de pression.

Une pression maximale faible signifie que le matériau absorbe bien l'impact.

Le module d'élasticité exprime la rigidité du matériau : plus il est élevé, plus le matériau est rigide et résiste à la déformation, un faible module sera plus souple, plus confortable mais moins stable.

Une nanodureté élevée signifie que le matériau est moins sujet aux rayures ou à l'usure.

Le PMMA est le plus rigide et le plus dur, il transmet donc plus de force ce qui entraîne une meilleure résistance à l'usure et un risque diminué de résorption osseuse.

Le polyamide offre une transmission plus douce, notamment grâce à la flexibilité de ce matériau mais montre une usure beaucoup plus rapide.

Le polycarbonate montre un profil équilibré.(cf tableau 5) [17]

7.2. Propriétés thermiques colorimétriques et résistance au vieillissement

On compare les effets du vieillissement accéléré sur la microdureté et la stabilité de couleur des résines flexibles pour prothèses dentaires. On va comparer deux résines flexibles : Valplast et Ppflex avec une résine en PMMA : Triplex.

On constate que comme pour les études précédentes les résines flexibles sont celles qui se colorent le plus notamment le Valplast. Et on constate que la microdureté augmente pour toutes les résines avec le vieillissement, ce qui est un point positif pour les résines en PMMA mais pas du tout pour les résines flexibles.

L'augmentation était modérée dans les résines flexibles, sans compromettre leur souplesse donc ce n'est pas un problème clinique immédiat mais si le vieillissement se poursuit au-delà des conditions testées, cela pourrait devenir problématique à long terme, surtout pour Valplast. [18] Points clés : les prothèses en résines flexibles durcissent avec le temps, ce qui enlève beaucoup de leur intérêt sur le long terme.

Le vieillissement n'est pas la seule cause de coloration d'une prothèse dentaire, en effet de nombreux facteurs sont à prendre en compte .

Contrairement à la littérature antérieure qui se concentre sur la fragilité structurelle ou la coloration liée au vieillissement, cette recherche s'est intéressée à l'impact de l'entretien quotidien, simulé par l'immersion dans différentes solutions de nettoyage.

On a exploré les effets de divers agents nettoyants sur les propriétés superficielles d'un matériau de base prothétique en polyamide, en particulier en évaluant leur influence sur la couleur, la rugosité de surface et la dureté.

Les résultats ont montré que, malgré une légère variation des paramètres testés selon le type de nettoyant utilisé (huile essentielle, perborate de sodium, eau ozonée), aucun changement significatif n'a été observé sur le plan statistique.

Ces données suggèrent que certains polyamides peuvent tolérer raisonnablement les protocoles de désinfection sans altération majeure de leurs couleurs, cependant une autre étude a été menée et a montré que l'exposition quotidienne à des boissons froides acides et à des nettoyants pour prothèses contenant du perborate de sodium augmente significativement la rugosité de surface des matériaux de base de prothèses dentaires flexibles en polyamide.[19,20]

7.3. Modifications

7.3.1. Rebasage

Un des grands avantages des PPA classique est qu'elles peuvent être modifiées et rebasées, nous allons voir dans quelle mesure une résine de rebasage rapide utilisée en cabinet (autopolymérisante) peut adhérer à différents matériaux thermoplastiques utilisés pour fabriquer des bases de prothèses dentaires, notamment des résines thermoplastiques injectées en comparaison avec un matériau de référence le PMMA.

Sans traitement de surface, les polyamides n'adhèrent pratiquement pas du tout à la résine de rebasage : les échantillons se décollent avant même les tests.

Le copolymère de polyethylene terephthalate (polyester) montre une excellente compatibilité avec la résine de rebasage et ce même sans traitement, contrairement à aux prothèses classiques en PMMA qui nécessitent un traitement au préalable.

Le polycarbonate montre une bonne compatibilité avec la résine semblable au PMMA.

L'ajout d'un traitement à la silice suivi d'un agent adhésif spécifique (4-META/MMA-TBB) est indispensable pour améliorer l'adhérence, surtout sur les matériaux difficiles comme le polyamide.

Le traitement de surface est déterminant pour la réussite d'un rebasage efficace, surtout dans le cadre de prothèses amovibles sans métal. [21]

Il est très difficile voire impossible de rebaser les prothèses en nylon et polyamide contrairement aux PPA classiques en PMMA.

7.3.2. Polissage

On a comparé la rugosité de surface d'un matériau de prothèse en polyamide avec celle d'un matériau classique en PMMA, avant et après polissage avec une méthode conventionnelle de laboratoire.

Pour cela on a étudié 10 échantillons de chaque matériau en polissant uniquement la moitié de chaque échantillon et en étudiant la rugosité de surface avec un profilomètre.

On constate qu'avant de polir les polyamides sont légèrement plus lisses que les PMMA (environ 10%), cependant le polissage va rendre les PMMA environ 20 fois plus lisses pour seulement 7 fois plus lisses pour les polyamides. Les PMMA deviennent ainsi plus lisses que leurs homologues flexibles. Les deux matériaux atteignent cependant une rugosité de surface en dessous du seuil clinique de 0,2 μm , considéré acceptable pour éviter l'accumulation bactérienne et le confort du patient.

En plus de l'amélioration de l'efficacité de polissage, il est beaucoup plus facile pour les PMMA. Les polyamides sont beaucoup plus difficiles à polir et nécessitent un contrôle rigoureux du procédé pour éviter les défauts. [22]

Une autre étude sur la cytotoxicité sur les cellules fibroblastiques a été menée, les milieux conditionnés provenant d'échantillons non polis étaient significativement plus toxiques pour les cellules cultivées que ceux provenant d'échantillons polis, soulignant l'importance d'un polissage adéquat des prothèses.[11]

7.4. Cas cliniques

Il est possible d'utiliser la conception et fabrication assistée par ordinateur en impression 3D comme une solution moderne pour réaliser des prothèses amovibles flexibles. Grâce à la technologie FDM (dépôt de filament fondu), des châssis prothétiques peuvent être imprimés à partir de filaments de Valplast, sur des imprimantes compatibles. Jusqu'à récemment il était impossible de concevoir en 3D des Valplasts, les seules résines flexibles imprimables en 3D étaient les polymères à base de cétone. [23]

Les plans sont réalisés via un logiciel de conception numérique comme 3Shape. Les dents prothétiques ne sont pas imprimées avec le châssis, mais usinées puis collées dans des logements mécaniques spécifiques.

Cette approche permet une fabrication rapide et précise, souvent utilisée pour des prothèses provisoires, dans des cas esthétiques ou en attente d'implants.

Premier cas clinique :

Une patiente présente un édentement mandibulaire postérieur bilatéral (classe I Kennedy). Une solution prothétique transitoire a été proposée réalisée par impression 3D. Les crochets sont placés sur les canines pour assurer la rétention sans métal visible. Le design a été effectué numériquement, puis imprimé avec une imprimante 3D. Les dents prothétiques ont été usinées séparément, puis insérées mécaniquement dans la base imprimée. Cette approche a permis de répondre aux besoins esthétiques de la patiente tout en offrant une solution rapide et légère en attendant une restauration plus durable implantaire. [24]

La conception assistée par ordinateur a permis une prise en charge rapide tout en évaluant certains critères comme l'axe d'insertion ou le comblement des contre dépouilles.

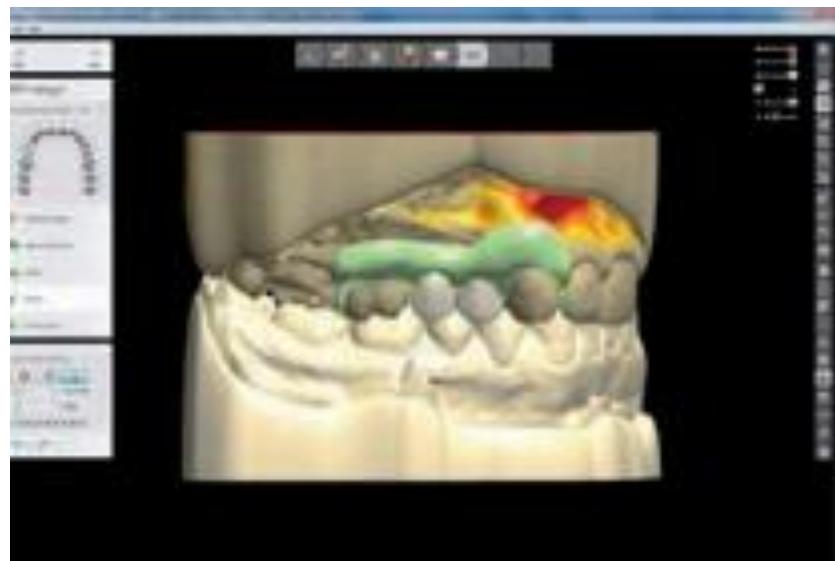


Figure 4: Choix de l'axe d'insertion pour la future prothèse Valplast et visualisation des contre-dépouilles correspondantes sur le logiciel 3shape (d'après Landwerlin, 2018)

Deuxième cas clinique :

Le patiente présente un édentement unilatéral maxillaire postérieur (classe III Kennedy).

Il souhaite éviter l'utilisation de crochets métalliques visibles pour des raisons esthétiques. Un Valplast a été réalisée par impression 3D. Grâce à la souplesse du matériau, les crochets en résine assurent la rétention sans affecter l'apparence du sourire. Cette approche a permis d'obtenir un excellent résultat esthétique et fonctionnel, avec une insertion facile et un bon confort au port.

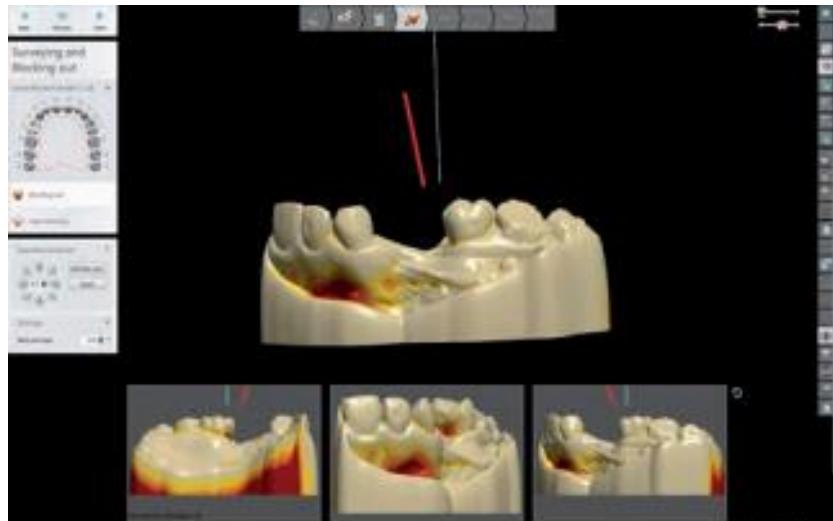


Figure 5 : Capture d'écran de la visualisation des zones de contre-dépouilles pour le tracé des crochets sur le logiciel 3shape (d'après Landwerlin, 2018)



Figure 6 : Photographie d'une prothèse Valplast deux dents imprimée avec dents usinées en PMMA sur le modèle

L'intérêt de cette technique est la rapidité avec laquelle la prothèse peut être mise en place, en effet le temps d'impression est de seulement 57 minutes, le patient peut donc repartir avec sa prothèse dans la même journée. Cependant il faut faire attention car cette prothèse peut servir de « dépannage » mais sera sujette à de nombreux problèmes à long terme.

Troisième cas clinique :

Le patient présente un édentement au niveau antérieur maxillaire (classe IV Kennedy). Il a fallu extraire les deux incisives centrales maxillaires suite à un accident, le patient de 28 ans très soucieux de son esthétique cherche une solution rapide pour combler son édentement en attendant une restauration implantaire future. De plus, il aurait une potentielle allergie au PMMA.

Le patient remplit donc toutes les indications de la prothèse flexible en nylon à savoir : provisoire, demande esthétique, allergie.

L'intérêt de la fabrication assisté par ordinateur est multiple ici car il permet une prise en charge très rapide et aussi de choisir la composition des dents prothétiques en évitant tout matériau pouvant entraîner une réaction allergique, les dents ont ici été conçues en E-max.

Ce dispositif transitoire a permis de restaurer l'esthétique du sourire pendant la phase d'attente implantaire, tout en offrant un confort relatif. (cf figure 7)

Le Valplast a ainsi joué un rôle essentiel dans l'accompagnement du traitement implantaire sans compromettre l'apparence du patient.



Figure 7 : Photographies exobuccales et endobuccale du patient avant et après l'insertion de la prothèse Valplast (d'après Landwerlin, 2018)

L'impression 3D en Valplast est une solution rapide et esthétique pour les prothèses amovibles. Elle convient bien aux traitements transitoires, aux patients allergiques au PMMA, ou en attente d'implants. Elle doit cependant être utilisée avec discernement, en respectant les indications, car ses limitations mécaniques la rendent inadaptée aux situations complexes ou à long terme. [24]

Quatrième cas clinique :

Même dans certains cas où l'esthétique est prioritaire pour le patient (gène des crochets métalliques) les prothèses en résine flexibles ne sont pas la solution miracle elles seront inadaptées aux édentements de classe I et II de Kennedy et vont entraîner des désagréments à long terme.

Présentation d'un cas clinique avec édentement postérieur bilatéral au maxillaire et à la mandibule (classe I de Kennedy) :



*Figure 8 : Photographie endobuccale des arcades en occlusion
(d'après Singh et al., 2013)*

On constate à la vue endobuccale un clair manque d'hygiène de la patiente avec de la plaque abondante généralisée. Lorsque l'on voit l'état bucodentaire de cette patiente même si elle a une demande esthétique la présence de crochets métalliques semble acceptable, de plus les édentements haut et bas de cette patiente sont terminaux donc l'utilisation de prothèses amovibles flexibles est contre-indiquée. (cf figure 8)

Le dentiste a malgré tout réalisé ces prothèses flexibles pour cette patiente, après une motivation importante à l'hygiène et les soins nécessaires. (cf figure 9)



Figure 9 : Photographies endobuccales des arcades avec la prothèse en bouche (d'après Singh et al., 2013)

Même si les prothèses semblent « satisfaisantes » lors de la livraison, cela ne constitue pas une raison pour ne pas considérer les contre-indications des prothèses flexibles.

En effet un contrôle à 2 ans a révélé une coloration généralisée des prothèses ainsi qu'une usure augmentée par rapport à des prothèses en PMMA, accentué notamment du fait d'un mauvais entretien quotidien, qui n'est pas étonnant étant donné la situation initiale

Les prothèses en polyamide nécessitent en effet un entretien d'autant plus important et sont à éviter lorsque l'hygiène buccale est mauvaise.

Les prothèses partielles flexibles sont une option esthétique envisageable uniquement dans certains cas pour remplacer des dents manquantes, notamment chez les patients refusant les crochets métalliques. Elles offrent confort, rétention et esthétique, mais exigent un entretien rigoureux pour éviter leur dégradation. Leur succès dépend d'une bonne indication clinique, d'un design adapté, et d'une exécution soignée. [25]

8. Indications, limites et risques cliniques

8.1. Avantages et inconvénients

Tableau 6 : Avantages et inconvénients des NMCDs (iconographie personnelle)

Avantages	Inconvénients
Bon rendu esthétique (pas de crochets visibles)	Altération de la surface (rayures, décoloration rapide)
Confort amélioré grâce à la souplesse et légèreté du matériau.	Difficile à polir sans matériel spécifique
Absence de métal (pas d'allergies)	Réparations et ajustements compliqués voire impossible
Bonne adaptation dans les cas provisoires	Risque de cassure des crochets en résine
Moins volumineuses donc souvent mieux tolérées psychologiquement	Non remboursé par les assurances
	Adhérence faible avec les dents prothétiques : risques de décollement
	Risques d'inhalation ou de déglutition accidentelle

Les NMCDs flexibles sans métal ne doivent pas être utilisés comme prothèses définitives, sauf cas spécifiques (allergie, esthétique). Les NMCDs avec armature métallique sont préférables pour un usage à long terme. Le choix du matériau, du design et du patient doit être soigneusement évalué. [8,24,26,27]

L'utilisation des prothèses en résine flexible sera essentiellement réservé aux édentements encastrés postérieurs et principalement au maxillaire. [28]

8.2. Indications et contre-indications cliniques des NMCDs

Tableau 7: Indications et contre-indications cliniques des NMCDs (iconographie personnelle)

Indications	Contre-indications
Patients allergiques aux métaux	Occlusion instable
Patients recherchant un résultat esthétique (pas de métal visible)	Crêtes fortement résorbées ou muqueuse anormale
Dents antérieures manquantes en petit nombre	Hygiène buccale insuffisante ou risque élevé de plaque dentaire
Prothèses provisoires	Absence de calage postérieur (perte de dents postérieures, édentement terminal)
Patients refusant une préparation dentaire invasive	Besoin de réparations fréquentes
Transitoire en prothèse maxillo-faciale pour éviter de surcharger la crête	
Envisageable en transition pour une prothèse pédodontique	

8.3. Les prothèses flexibles en odontologie pédiatrique

8.3.1. Intérêts de la prothèse flexible

Les prothèses amovibles jouent un rôle essentiel en pédodontie, notamment dans la gestion des édentements précoces liés à des anomalies congénitales, des caries sévères ou des traumatismes.

Leur principal intérêt réside dans la restauration rapide de la fonction masticatoire, de l'élocution et de l'esthétique, contribuant ainsi au bien-être psychologique et social de l'enfant. Contrairement aux solutions fixes, les prothèses amovibles sont facilement ajustables en fonction de la croissance des mâchoires, ce qui les rend particulièrement adaptées à la dentition mixte.

Elles permettent également de maintenir l'espace dentaire, prévenir les migrations dentaires indésirables et guider l'éruption des dents permanentes. Faciles à mettre en œuvre, peu invasives et économiquement accessibles, elles constituent une solution transitoire précieuse en attendant des traitements plus définitifs à l'âge adulte.

L'utilisation de matériaux flexibles a été envisagée dans des cas de prothèses en pédodontie. En effet l'acceptation de la prothèse par un enfant en bas âge va fortement dépendre du confort de celle-ci. Et les prothèses en nylon vont généralement être mieux tolérées et exercer une pression moindre sur les tissus, notamment lors des phases précoces ce qui pourra permettre une meilleure acceptation de la prothèse par la suite.

Cependant, l'intérêt des prothèses amovibles est qu'elles sont facilement ajustables en fonction de la croissance des mâchoires, ce qui les rend particulièrement adaptées à la dentition mixte. Or les prothèses en nylon sont difficilement modifiables ce qui peut diminuer leur intérêt en pédodontie.

De plus les études sur l'utilisation de ces matériaux chez les enfants restent peu nombreuses, il est donc difficile à l'heure actuelle d'émettre un jugement définitif sur ceux-ci il faudra encore mener de nombreuses études. [29–31]

8.3.2. Présentation d'un cas clinique

Dans le cadre du traitement d'une jeune patiente de 4 ans et demi atteinte d'amélogénèse imparfaite sévère, une solution prothétique précoce a été mise en place afin de compenser une oligodontie importante et restaurer les fonctions orales et l'esthétique. [31]



Figure 10: photographie endobuccale des arcades (d'après Millet et al., 2020)

L'imagerie radiographique confirme :

- la présence des germes permanents,
- l'absence d'anomalies osseuses,
- une structure amélaire très altérée, avec émail fin, friable
- des dents taurodontiques à chambres pulpaires élargies.
- la présence de couronnes préformées sur 16 et 46



Figure 11 : Radiographie panoramique de la patiente (d'après Millet et al., 2020)

L'équipe soignante a choisi de recourir à des prothèses amovibles complètes en nylon, afin d'avoir un matériau flexible, léger et quasi incassable, particulièrement adapté aux jeunes enfants. Un suivi trimestriel est mis en place pour adapter les prothèses à la croissance.

Ce choix s'est avéré bénéfique sur plusieurs plans : le confort accru grâce à la souplesse du nylon a favorisé l'acceptation des prothèses par l'enfant, tandis que leur solidité limitait les risques de casse. Toutefois, des limites ont été observées avec le temps, notamment une altération de la teinte et une difficulté d'ajustement ou de réparation, justifiant le remplacement des prothèses à l'âge de 10 ans.

Les nouvelles prothèses ont été réalisées en résine acrylique rigide, un matériau plus adapté à la croissance et plus facile à modifier, bien que moins souple que le nylon. Ce cas souligne ainsi l'intérêt des matériaux flexibles comme première solution transitoire chez l'enfant, en attendant des options prothétiques plus pérennes. Toutefois, leur manque de stabilité dans le temps justifie un remplacement progressif par des matériaux plus rigides et modifiables comme la résine acrylique, mieux adaptés à l'évolution dentaire et à la croissance. [31]

8.4. Complications dues aux prothèses flexibles

Les complications observées avec les NMCDs peuvent survenir immédiatement après la pose ou plus tard au cours du temps. Elles sont souvent liées à des erreurs de conception de la prothèse plutôt qu'au matériau lui-même.

Problèmes immédiats après insertion :

- Mauvaise mastication ou instabilité :

Résulte souvent d'un design incorrect, surtout en cas d'édentement postérieur sans support suffisant. La prothèse peut bouger pendant la mastication.

- Sensation de corps étranger ou gêne esthétique : Lorsque la conception inclut un crochet résine trop visible ou mal positionné cela peut déranger le patient.

Complications à plus long terme :

- Fractures (crochets, connecteurs, dents artificielles) :

Se produisent si les forces de mastication ne sont pas bien réparties, dans le cas des NMCDs elles peuvent être aggravées en cas de crochets trop fins, de forme dentaire défavorable, ou de matériau trop rigide ou trop souple.

- Perte de dents artificielles : Survient si les zones de rétention mécanique n'ont pas été bien préparées pendant la fabrication.
- Inflammation gingivale : Apparaît lorsque les crochets en résine appuient sans support métallique, entraînant un enfoncement et une compression de la gencive.

Une étude avec pour but de comparer les récessions gingivales de patients porteur de prothèses amovibles en PMMA et d'autres porteurs de prothèse en polyamide Valplast a montré que l'utilisation d'une prothèse en Valplast comme solution provisoire peut entraîner une récession gingivale au niveau vestibulaire des dents adjacentes, ce qui la rend inadaptée à la restauration d'une dent antérieure unitaire. [32]

- Mobilité des dents piliers :

Comme la prothèse ne comprends pas d'armature métallique comme les prothèses en PMMA, les forces peuvent surcharger les dents restantes et les déstabiliser.

- Problèmes d'occlusion et d'usure :

L'absence de support rigide peut entraîner une déformation ou un affaissement de la prothèse, modifiant la position de contact des dents.

- Altérations esthétiques :

Avec le temps, la surface peut se ternir, se rayer, ou changer de couleur, en particulier avec certains aliments ou un mauvais entretien.

Les NMCDs doivent être utilisées avec prudence, en tenant compte des limites mécaniques de chaque matériau. [33]

Les prothèses amovibles flexible de faible étendue, comme les bridges Ackers, présentent un risque non négligeable d'inhalation ou de déglutition accidentelle, en particulier chez les patients âgés, porteurs de troubles neuromusculaires ou présentant une altération des réflexes pharyngés.

Leur petite taille, leur légèreté, et parfois leur manque de stabilité les rendent plus susceptibles d'être déplacées involontairement lors de la parole, de la déglutition ou même d'un simple bâillement. En cas de désinsertion brutale, ou lors d'un effort de toux, ces prothèses peuvent être accidentellement avalées ou, plus grave encore, aspirées dans les voies respiratoires, entraînant un risque de suffocation ou nécessitant une extraction endoscopique en urgence.



Figure 12: Radiographie du thorax d'un patient qui a ingéré sa prothèse adjointe (d'après le site ingestion-corps-étrangers.php)



Figure 13 : Photographie d'une prothèse amovible flexible de courte étendue sur le modèle d'étude (iconographie personnelle)

On peut voir que le patient a inhalé sa prothèse amovible alors qu'elle est nettement plus grande que la prothèse de type Ackers sur la deuxième photo. [34] (cf fig 12 et 13)

Les prothèses de type Ackers sont donc clairement à proscrire car elles peuvent être très dangereuses pour le patient et beaucoup plus facilement inhalable que les prothèses de grande étendue. Elles sont donc à éviter.

De plus ce genre de prothèses étant assez « récentes » la responsabilité du dentiste peut donc d'autant plus être remise en cause en cas d'inhalation. Il faut donc être très prudent.

9. Comportement fonctionnel et résistance des matériaux

9.1. Transmission des contraintes

Les forces masticatoires jouent un rôle crucial dans la gestion des édentements encastrés postérieurs, car elles influencent directement la fonctionnalité et la longévité des solutions prothétiques. Lorsqu'une dent ou plusieurs dents postérieures sont manquantes, la répartition des forces masticatoires devient déséquilibrée, ce qui peut entraîner une surcharge des dents restantes et des structures osseuses adjacentes. Une compréhension approfondie des forces exercées lors de la mastication est essentielle pour choisir et concevoir la solution prothétique la plus adaptée, qu'il s'agisse de prothèses amovibles, fixées ou d'implants. Une gestion efficace de ces forces permet d'assurer la stabilité, le confort et la durabilité des prothèses, tout en prévenant les complications telles que l'usure prématuée des dents ou la résorption osseuse. [35]

La capacité d'un matériau de base de prothèse dentaire à répartir efficacement la pression lors d'un impact est cruciale pour le confort et la sécurité du patient. Les matériaux qui dispersent mieux la pression peuvent réduire le risque de blessures ou d'inconfort, notamment en cas de chocs accidentels. Il est donc essentiel de considérer ces propriétés lors du choix du matériau pour une prothèse dentaire. [36]

On a comparé la répartition des contraintes mécaniques pour un édentement encastré postérieur (classe III de Kennedy) avec deux prothèses amovibles :

- Une en alliage Chrome-Cobalt
- L'autre en résine thermoplastique en nylon

Pour comparer ces deux prothèses on a appliqué une force verticale de 40 Newton par dent sur les dents postérieures. Cela ne représente pas les conditions exactes en bouche car les forces masticatoires sont multidirectionnelles et dynamiques mais on peut avoir une idée de la réaction de ces deux matériaux.

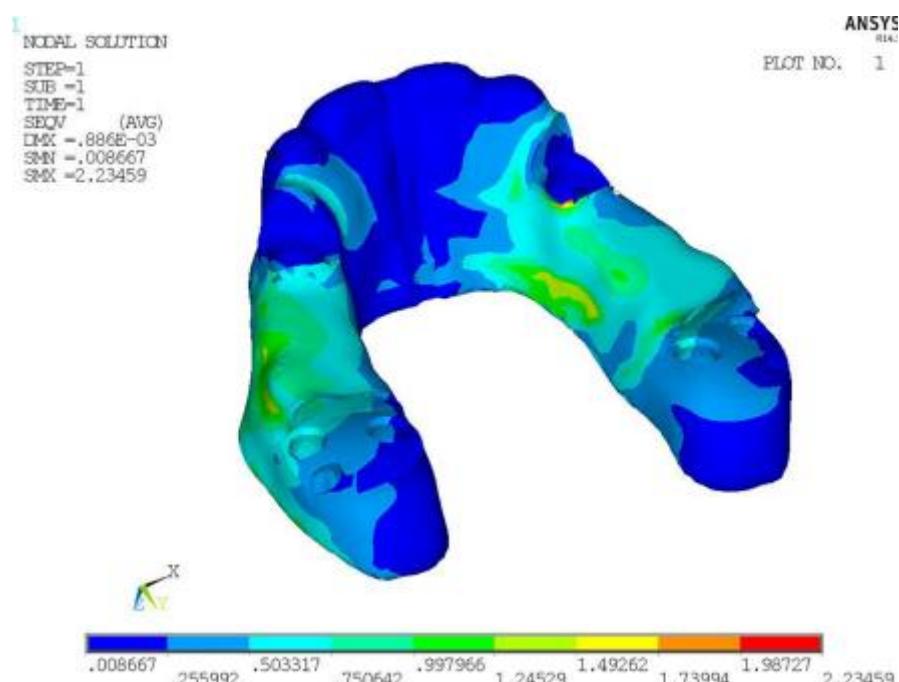


Figure 14 : Figure du stress appliqué sur les crêtes résiduelles avec la prothèse en PMMA (d'après Tereza Rodrigues et al., 2021)

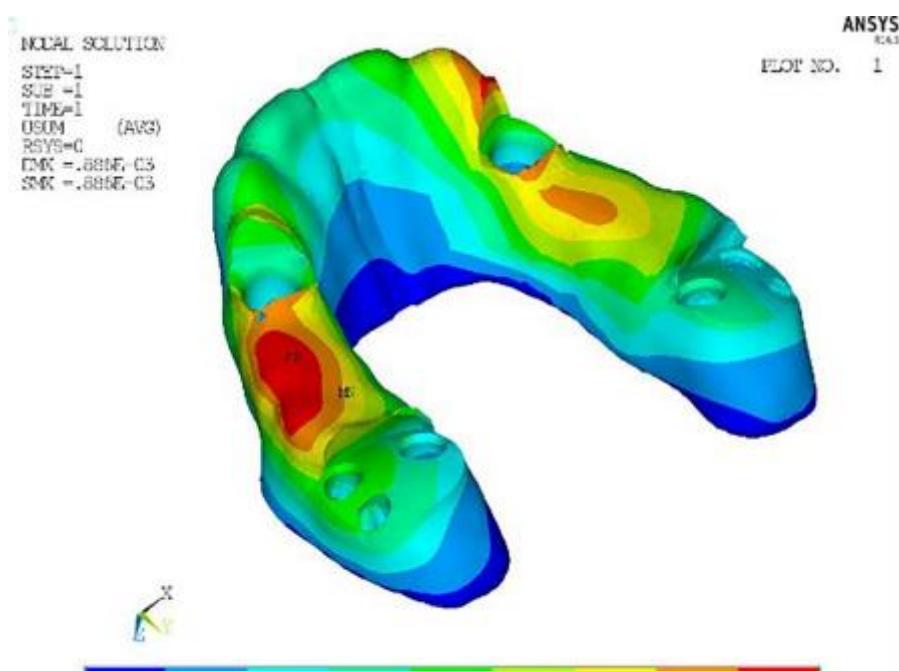


Figure 15 : Figure du stress appliqué sur les crêtes résiduelles avec la prothèse en nylon (d'après Tereza Rodrigues et al., 2021)

On constate que les forces appliquées sur les tissus de soutien sont plus importantes pour les prothèses en nylon, pouvant entraîner une dégradation plus importante de celles-ci au long terme.

Contrairement à l'idée que le nylon jouerait un rôle d'amortisseur (« stress breaker »), dû à sa flexibilité, cette étude démontre qu'il concentre davantage les forces sur les structures de soutien. (cf fig 15)

Dans les conditions testées, les prothèses en chrome-cobalt offrent une meilleure répartition des contraintes que celles en nylon thermoplastique, réduisant le risque de surcharge sur les dents pilier et la muqueuse. Bien que les matériaux flexibles soient esthétiques, leur comportement biomécanique reste plus défavorable en termes de soutien fonctionnel. (cf fig 14) [37]

Une analyse par élément finis a été menée et montre que :

Prothèses en Co-Cr :

- Distribuent les contraintes de manière plus homogène.
- Concentrent moins le stress sur les tissus mous (muqueuse et os alvéolaire).
- Le métal rigide transmet la force de manière plus contrôlée via les appuis sur les dents pilier.

Prothèses en résine flexible :

- Montrent une concentration plus importante des contraintes sur les tissus mous, notamment sur la crête édentée.
- La flexibilité du matériau entraîne une répartition moins contrôlée, avec des pics de stress dans certaines zones, ce qui peut provoquer à long terme une résorption osseuse ou une surcharge des dents de support. [38]

Bien que cette étude fondée sur des modélisations numériques par éléments finis, suggèrent que les matériaux flexibles induisent une concentration accrue de contraintes sur les crêtes résiduelles, il convient de prendre ces résultats avec précaution.

Les modélisations, bien qu'utiles pour visualiser les répartitions de stress théoriques, reposent sur des hypothèses idéalisées et ne tiennent pas compte de la complexité biologique des tissus vivants ni de leur capacité d'adaptation.

C'est dans ce contexte que l'étude plus récente apporte un éclairage clinique intéressant, basé cette fois sur une observation histologique *in vivo*.

Dans cette étude, les auteurs ont comparé les effets biologiques de prothèses amovibles partielles fabriquées en polyamide flexible versus PMMA rigide. Vingt patients ont été suivis sur une courte période, et des prélèvements muqueux ont été réalisés pour évaluer l'adaptation tissulaire. Les résultats ont montré que les porteurs de prothèses flexibles développaient une muqueuse orthokératinisée plus fréquemment que ceux ayant des prothèses en PMMA, chez qui prédominait la parakératinisation.

Ce type de kératinisation plus mature et résistante traduit une réponse favorable de l'épithélium à une charge mieux répartie, suggérant que le polyamide agit comme un amortisseur physiologique des contraintes masticatoires sur la crête.

Ainsi, contrairement aux modélisations numériques, ces observations cliniques laissent penser que les bases flexibles pourraient limiter la surcharge tissulaire, notamment chez les patients à crêtes fragiles ou résorbées. [39]

Ces résultats permettent ainsi de trouver de nouvelles pistes d'utilisation pour les prothèses flexibles, en effet elles présentent un intérêt particulier en prothèse maxillo-faciale, notamment dans les situations cliniques où les tissus de soutien sont fragiles, irréguliers ou partiellement cicatrisés. Chez ces patients, souvent porteurs de séquelles chirurgicales, de pertes de substance étendues ou de crêtes résiduelles fortement résorbées, l'utilisation de matériaux rigides peut

entraîner des zones de pression localisée, provoquant inconfort, ulcérations ou retard de cicatrisation.

À l'inverse, les matériaux thermoplastiques flexibles, offrent une capacité d'adaptation accrue aux formes complexes et aux reliefs tissulaires atypiques. Leur élasticité permet une insertion plus douce, limite les contraintes sur les zones fragilisées, et réduit ainsi les risques de traumatisme muco-tissulaire.

Ainsi, bien que ces prothèses ne puissent pas toujours remplacer les dispositifs rigides en termes de stabilité fonctionnelle, elles représentent une solution transitoire ou complémentaire précieuse en prothèse maxillo-faciale, en particulier dans les phases post-opératoires ou d'adaptation.

9.2. Usure et durabilité de surface

A court terme, les résines flexibles et notamment les polyamides sont très lisses et peu sensibles à la colonisation bactérienne. Elles sont même plus ou moins semblables au PMMA renforcé.

On a comparé la colonisation bactérienne et la compatibilité tissulaire de ces deux matériaux. Dans un essai croisé randomisé, des échantillons de chaque matériau ont été portés en bouche pendant quatre semaines chez 10 sujets sains.

Aucune différence flagrante n'a été aperçue entre les deux matériaux. [40]

Or, nous avons vu que l'usure est plus marquée sur les prothèses en matériaux flexibles que sur les prothèses en PMMA. [41,42]

Pour évaluer la vulnérabilité de surface de différentes résines utilisées pour les bases de prothèses sans crochets métalliques, on a analysé leur comportement face à des rayures simulées, paramètre directement lié à la rugosité et donc à la propension à l'accumulation bactérienne.

Nous avons donc observé :

- Pour les PMMA, les rayures sont fines et peu profondes, la surface est plus résistante
- Pour les résines thermoplastiques, des rayures plus larges et profondes ainsi qu'une surface plus endommagée.

Or une surface non lisse va faciliter l'adhésion du biofilm et le développement de candidose prothétique, ce qu'on souhaite par-dessus tout éviter.

De plus un des principaux facteurs en faveur des résines thermoplastiques est l'esthétique or cette étude montre bien qu'avec le temps, les rayures vont s'accumuler et réduire fortement l'esthétique.

Ces rayures sont visibles au microscope mais sont aussi bien visible à l'œil nu.



*Figure 16 : Photo de l'usure d'une prothèse en PMMA (en haut) et d'une prothèse en polyesters (en bas)
(d'après Kawara et al., 2014)*

On peut clairement voir à l'œil nu les différences d'état de surface sur ces deux prothèses. La livraison de ces deux prothèses a été réalisée en même temps, et elles ont été portées pendant plusieurs mois. La prothèse du bas a été renforcé par une armature métallique.

L'esthétique a donc été fortement modifiée pour la prothèse en polyester avec un aspect qui vire au blanc crayeux et cela dans un laps de temps assez court. (cf fig16)

Les résines thermoplastiques utilisées dans les prothèses sans crochets métalliques sont significativement plus sensibles aux rayures que le PMMA, ce qui favorise l'accumulation bactérienne et altère l'esthétique à moyen terme. Bien qu'elles offrent des bénéfices esthétiques, leur fragilité de surface représente un frein majeur à leur durabilité. Des améliorations de formulation et des revêtements protecteurs seraient nécessaires pour les rendre cliniquement plus fiables.

On a comparé l'adhésion microbienne et la rugosité de surface de trois matériaux de base pour prothèses dentaires : le PMMA conventionnel, le PMMA injecté et le polyamide injecté .

Les résultats ont révélé que le polyamide injecté présentait la rugosité de surface la plus élevée, ce qui correspondait à une adhésion microbienne accrue, notamment pour *Candida albicans* et *Staphylococcus aureus*.

En revanche, le PMMA injecté affichait la surface la plus lisse et la plus faible colonisation microbienne.

Un des principaux facteurs à prendre en compte dans le choix et l'évolution des différents matériaux va se trouver dans les propriétés biologiques et hygiéniques.

En effet l'accumulation de biofilm et la colonisation bactérienne sont des enjeux majeurs, le PMMA classique est sensible à la candidose orale surtout s'il est mal poli, certains nouveaux matériaux tels que les PEKK ainsi que les PMMA renforcées en nanoparticules vont permettre d'obtenir une meilleure résistance microbienne. [43]

Cela confirme une nouvelle fois la difficulté de proposer les prothèses en polyamides au long terme et confirme leur indication uniquement à court terme. [44]

10. Performance clinique et satisfaction des patients

10.1. Influence sur l'IMC et les forces masticatoires

On a voulu évaluer l'impact du type de prothèse partielle amovible (PPA) sur :

- La **force masticatoire maximale**,
- L'**indice de masse corporelle (IMC)** chez des patients âgés partiellement édentés.

Pour cela on a testé 3 types de prothèses en : chrome-cobalt, résine acrylique et en résine thermoplastique (Valplast). (cf tableau 8)

On a séparé les patients en deux groupes, un pour les patients portant uniquement une prothèse et l'autre pour les patients en portant deux.

Tableau 8 : comparaison des effets des différents types de prothèses partielles amovibles sur la force masticatoire et sur l'IMC (d'après Vozza et al., 2021)

Type de PA	Force masticatoire	Impact sur l'IMC	Recommandations cliniques
Chrome-Cobalt	Élevée : meilleure performance de mastication	IMC plus stable (meilleure alimentation possible)	Recommandée pour une mastication efficace, même dans les cas complets
PMMA	Réduite : performance modérée	IMC légèrement augmenté (alimentation molle favorisée)	Utilisable pour cas simples, mais moins efficace que Chrome-Cobalt
Valplast	Faible	Augmentation de l'IMC	À réserver aux cas esthétiques ou temporaires uniquement

Seules les prothèses en chrome-cobalt permettent une mastication efficace compatible avec une alimentation équilibrée. Les prothèses en PMMA et Valplast limitent la mastication des aliments durs, ce qui peut conduire à une alimentation déséquilibrée (plus molle, moins nutritive). Une baisse de la force masticatoire est associée à un IMC plus élevé, suggérant un lien entre type de prothèse, alimentation, et risques de maladies métaboliques. [45]

Lorsqu'une réhabilitation complète est nécessaire, les auteurs recommandent une prothèse fixe implanto retenue plutôt qu'une prothèse en résine souple ou acrylique. [46]

10.2. Satisfaction des patients

La satisfaction des patients joue un rôle primordial dans l'acceptation de leur prothèse, une prothèse stable et fonctionnelle qui ne plaît pas au patient finira dans un tiroir.

Les prothèses amovibles partielles en résine flexible suscitent chez les patients une satisfaction notable en termes de confort et d'esthétique, principalement grâce à leur souplesse et à l'absence de crochets métalliques visibles.

Les résultats des questionnaires révèlent une perception plus favorable de ces prothèses sur le plan social et fonctionnel peu de temps après leur livraison.

Toutefois, cette préférence n'est pas exempte de limites : plusieurs patients ont signalé une certaine gêne, notamment liée à une moindre stabilité de la prothèse pendant la mastication ou la parole. Cette instabilité, due à la flexibilité même du matériau, peut compromettre la rétention et la fonctionnalité à long terme. Ainsi, malgré leur attrait esthétique et leur confort initial, les NMCDs peuvent générer des désagréments pratiques qui doivent être soigneusement évalués avant leur indication clinique. [38]

10.3. Influence sur la phonation

L'impact des prothèses amovibles sur la parole constitue un critère fonctionnel souvent sous-estimé dans le choix des matériaux prothétiques.

En effet, la phonation dépend non seulement de la position des dents prothétiques, mais aussi de la forme, de l'épaisseur et de la texture de la base prothétique.

Les prothèses flexibles, notamment celles à base de polyamide, présentent une adaptation tissulaire étroite mais souvent au détriment des repères anatomiques classiques, or ces structures jouent un rôle clé dans l'articulation.

Une étude a démontré que les bases métalliques rigides associées à des dents en porcelaine permettaient une articulation plus nette et une meilleure intelligibilité de la parole que les bases flexibles. [47]

Par ailleurs, une étude a comparé l'intelligibilité de la parole entre des patients portant des prothèses complètes conventionnelles et ceux dont la base prothétique incorporait des rugosités palatines.

Les résultats ont montré une nette amélioration de la diction chez les porteurs de prothèses incorporant ces plis palatins, soulignant l'importance des repères proprioceptifs pour le positionnement lingual.

Ces données suggèrent que les matériaux flexibles, souvent lisses et dénués de structure anatomique interne, devraient idéalement être associés à un design compensatoire pour préserver les capacités phonétiques.

L'intégration de ce paramètre dans la conception prothétique permettrait d'améliorer non seulement la fonction, mais également la qualité de vie sociale des patients édentés. [48]

10.4. Influences sur le parodonte

L'analyse systématique a révélé que, sur une durée allant jusqu'à 12 mois, les prothèses flexibles offrent un état parodontal ainsi que des niveaux osseux au niveau des dents pilier équivalents à ceux des prothèses partielles amovibles classiques.

Toutefois, une observation clinique notable est l'augmentation de l'érythème muqueux, plus marquée chez les porteurs de prothèses flexibles au terme de cette période. [45]

Une étude clinique randomisée associée à une analyse histologique a comparé l'effet de bases de prothèses partielles flexibles et métalliques sur la muqueuse alvéolaire après six mois de port.

Douze patients, présentant le même type d'édentement, ont été répartis en deux groupes : l'un équipé d'une prothèse à armature métallique, l'autre d'une prothèse flexible.

Des prélèvements de la muqueuse sous la prothèse, réalisés à la pose puis après six mois, ont montré que les deux types de dispositifs entraînaient des modifications épithéliales, mais avec des différences notables. Les prothèses flexibles étaient associées à une diminution de l'épaisseur et du degré de kératinisation de l'épithélium, traduisant un tissu potentiellement moins résistant aux contraintes fonctionnelles, tandis que les prothèses métalliques maintenaient un épithélium plus kératinisé et donc plus robuste. [49]

Ces résultats soulignent que, bien que les bases flexibles offrent un confort initial apprécié, leur interaction à long terme avec les tissus de soutien doit être envisagée avec prudence.

11. Innovations des matériaux

L'innovation dans le domaine des matériaux pour prothèses amovibles flexibles revêt une importance croissante face aux exigences cliniques et esthétiques contemporaines.

Les matériaux traditionnels, bien que largement éprouvés comme le PMMA, présentent des limites en termes de confort, de biocompatibilité, de résistance aux fractures ou de rétention microbienne.

Le développement de nouveaux polymères flexibles ou hybrides, plus performants, vise à améliorer la durabilité des dispositifs, leur intégration aux tissus buccaux et la satisfaction des patients, en particulier ceux présentant des allergies

11.1. GFRTP

Le polypropylène renforcé de fibres de verre (GFRTP), conserve bien sa couleur lorsqu'il est utilisé pour fabriquer des NMCDs, en particulier après immersion dans du café. Il est comparé avec les matériaux classiques des prothèses amovibles comme le PMMA, des polyamides et polyesters.

Les changements de couleur ont été mesurés selon deux méthodes :

- La commission internationale de l'éclairage pour quantifier les variations perçues
- Échelle NBS pour qualifier leur impact visuel (ex. : léger, appréciable...)

Les GFRTP ont montré une excellente stabilité de couleurs, les variations de couleurs sont inférieures au seuil de visibilité clinique et les changements de couleurs vont de léger à perceptible.

Le Valplast a, quant à lui, montré de plus grandes variations de couleurs allant jusqu'à appréciable donc beaucoup plus visibles que les autres matériaux.

Les matériaux comme le PMMA se situent entre les GFRTP et les Valplasts avec des changements de couleur mineurs.

Cela s'explique essentiellement par la composition des matériaux, les GFRTP sont naturellement hydrophobes donc absorbent très peu l'eau et les colorants contrairement aux Valplasts qui ont tendances à se colorer beaucoup plus vite. [50]

En effet les Polyamides et notamment le Valplast sont très hydrophiles. On a comparé l'absorption d'eau entre des polyamides et des PMMA, les matériaux en polyamide présentent des différences notables en termes d'absorption d'eau et de solubilité par rapport au PMMA, mais restent dans les limites acceptables.

Ces prothèses ont montré une augmentation nette de poids après immersion prolongée dans l'eau, ce qui pourrait influencer leur dureté, qui est déjà inférieure à celle des PMMA. L'augmentation de poids observée après une immersion prolongée suggère une absorption d'eau significative, dont les implications cliniques nécessitent des investigations supplémentaires. [51,52]

11.2. PEEK ET PEKK

Les résines thermoplastiques classiques telles que le PMMA sont des polymères amorphes caractérisés par une structure moléculaire relativement simple. Leur chaîne principale est constituée de groupes méthacrylate, ce qui leur confère une certaine flexibilité mais limite leur résistance thermique et mécanique.

En revanche, les polymères de la famille des polymères à base de cétone, notamment le PEEK et le PEKK, présentent des structures moléculaires plus complexes et rigides. Ces polymères sont constitués de chaînes aromatiques linéaires avec des liaisons éther (-O-) et cétone (-CO-) alternées.

La principale différence entre le PEEK et le PEKK réside dans le ratio des groupes éther et cétone le long de la chaîne polymère. Le PEEK présente un ratio éther/cétone de 2:1, tandis que le PEKK a un ratio de 1:2.

Cette augmentation des groupes cétone dans le PEKK entraîne une rigidité accrue de la chaîne polymère ce qui augmente sa résistance et le rends plus adapté que le PEEK pour les prothèses dentaires. [53]

Les matériaux sont en constante évolution et de nouveaux matériaux potentiels pour fabriquer les prothèses sont étudiés presque chaque année. En effet les PPA traditionnelles ne répondent pas pleinement aux exigences actuelles des patients. Il est impératif d'adopter des approches innovantes, en incorporant de nouveaux matériaux et technologies. [54]

Récemment des matériaux « nouvelle génération » : les polymères à base de cétones, tels que le PEKK (Polyetherketoneketone), développé spécifiquement pour la dentisterie, ont été envisagés pour la conception de prothèses amovibles sans crochets métalliques.

Ce sont des polymères semi-cristallins caractérisés par la présence de liaisons éther et cétones dans leur structure moléculaire, ce qui leur confère une stabilité thermique et chimique élevée.

Les caractéristiques du PEKK :

- Peut-être cristallin ou amorphe ce qui le rend d'autant plus polyvalent, le PEKK cristallin est plus dur et a une meilleure résistance chimique, il est donc utilisé pour les couronnes et les bridges. Tandis que le PEKK amorphe est beaucoup plus flexible et facile à travailler, il est donc plus indiqué pour les prothèses amovibles.
- Excellente résistance à la fatigue et à la compression
- Répartition plus douces des forces contrairement aux anciens polyamides ce qui entraîne moins de contraintes sur les dents pilier
- Moins rigide que les prothèses en Chrome-Cobalt mais très bonne absorption des chocs
- Peut-être usiné ou imprimé en 3D
- Biocompatibilité : Ces matériaux ont montré une excellente compatibilité biologique, avec une faible réponse inflammatoire et une bonne intégration tissulaire

Tableau 9 : Comparaison entre PEKK et polyamide selon la rigidité, l'hydrophylie, la biocompatibilité et la résistance chimique (d'après Zol et al., 2023)

Propriété	PEKK	Polyamide (Nylon)
Famille chimique	Poly(aryl-éther-cétone)	Polyamide (condensation d'amines)
Rigidité	Très élevée	Moyenne à faible
Hydrophilie	Faible (hydrophobe)	Élevée (hydrophile)
Biocompatibilité	Excellente	Bonne
Résistance chimique	Excellente	Moyenne

Les polymères à base de cétone offrent une alternative efficace aux PPA métalliques traditionnelles. Ils combinent biocompatibilité, confort, légèreté et esthétisme, tout en corrigeant certains défauts des générations précédentes tels que les polyamides ou polyesters. Ces matériaux permettent la fabrication de prothèses plus acceptables pour les patients et adaptées aux contraintes cliniques modernes, à condition de respecter leurs indications spécifiques. Cependant, restant relativement modernes ces matériaux vont nécessiter de longues années d'études avant de savoir si on peut les intégrer à notre arsenal thérapeutique en tant que chirurgien-dentiste. [23,53]

Cependant, même ces nouveaux matériaux ne sont pas encore parfaits quand on les compare à ceux utilisés aujourd'hui.

Les propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour les crochets de prothèse partielle amovible ont un impact direct sur la rétention, la durabilité et le confort d'utilisation. Une étude récente a comparé le comportement à la fatigue et les forces de rétention de crochets fabriqués à partir de CoCr, de PEEK et de PEKK, en fonction de différentes profondeurs de contre-dépouille.

Les résultats montrent que les crochets en CoCr conservent une supériorité nette en termes de force de rétention initiale, en particulier dans les contre-dépouilles plus profondes.

Même si le PEEK et le PEKK ont beaucoup d'avantages par rapport aux polyamides notamment, leur rétention initiale reste inférieure à celle des crochets métalliques.

Ce constat souligne les limites d'une approche purement esthétique avec les crochets en résine ou en polymères avancés : leur flexibilité et leur biocompatibilité ne compensent pas toujours un manque d'ancrage mécanique suffisant, notamment dans les cas cliniques exigeant une stabilité prothétique renforcée. [55]

12. Conclusion

Les prothèses amovibles flexibles représentent une avancée intéressante dans le champ de la prothèse dentaire, notamment en réponse aux demandes croissantes de confort et d'esthétique. Leur souplesse, leur légèreté et l'absence de crochets métalliques en font des dispositifs appréciés des patients, en particulier dans les contextes transitoires, esthétiques ou allergiques.

Toutefois, leurs limites cliniques, mécaniques et fonctionnelles sont bien documentées : instabilité, faible rigidité, usure accélérée, et difficulté de rebasage ou de réparation.

L'analyse critique menée dans ce travail montre que les prothèses flexibles ne peuvent actuellement pas remplacer les prothèses en résine acrylique dans toutes les situations cliniques. En revanche, elles trouvent pleinement leur place dans une approche thérapeutique complémentaire, notamment :

- En pédiatrie, pour faciliter l'acceptation des dispositifs chez les jeunes enfants ;
- Dans les situations post-chirurgicales ou maxillo-faciales, où la souplesse peut limiter les traumatismes ;
- Ou encore en attente implantaire, comme solution temporaire.

C'est en les intégrant dans une stratégie de réhabilitation globale et raisonnée, associée à d'autres méthodes (implants, prothèses rigides, éducation du patient), que ces dispositifs révèlent leur véritable potentiel. Les innovations récentes dans les matériaux hybrides (PEEK, PEKK, GFRTP) laissent entrevoir une convergence future entre esthétique, résistance et biocompatibilité. L'avenir de la prothèse amovible flexible réside donc dans l'hybridation des approches et une individualisation toujours plus poussée des traitements.

13. Table des illustrations

Figure 1 : Classification de Kennedy Applegate (d'après J.Schittly, E.schittly)	18
Figure 2 : Photographie d'une prothèse flexible sans armature métallique d'après (Fueki et al., 2014).....	26
Figure 3: Photographie d'une prothèse flexible avec armature métallique (d'après Fueki et al., 2014).....	26
Figure 4: Choix de l'axe d'insertion pour la future prothèse Valplast et visualisation des contre-dépouilles correspondantes sur le logiciel 3shape (d'après Landwerlin, 2018)	41
Figure 5 : Capture d'écran de la visualisation des zones de contre-dépouilles pour le tracé des crochets sur le logiciel 3shape (d'après Landwerlin, 2018)	42
Figure 6 : Photographie d'une prothèse Valplast deux dents imprimée avec dents usinées en PMMA sur le modèle.....	42
Figure 7 : Photographies exobuccales et endobuccale du patient avant et après l'insertion de la prothèse Valplast (d'après Landwerlin, 2018)	43
Figure 8 : Photographie endobuccale des arcades en occlusion (d'après Singh et al., 2013)...	45
Figure 9 : Photographies endobuccales des arcades avec la prothèse en bouche (d'après Singh et al., 2013)	46
Figure 10: photographie endobuccale des arcades (d'après Millet et al., 2020).....	50
Figure 11 : Radiographie panoramique de la patiente (d'après Millet et al., 2020).....	51
Figure 12: Radiographie du thorax d'un patient qui a ingéré sa prothèse adjointe (d'après le site ingestion-corps-étrangers.php) [34]	54
Figure 13 : Photographie d'une prothèse amovible flexible de courte étendue sur le modèle d'étude (iconographie personnelle).....	54
Figure 14 : Figure du stress appliqué sur les crêtes résiduelles avec la prothèse en PMMA (d'après Tereza Rodrigues et al., 2021)	56

Figure 15 : Figure du stress appliqué sur les crêtes résiduelles avec la prothèse en nylon (d'après Tereza Rodrigues et al., 2021).....56

Figure 16 : Photo de l'usure d'une prothèse en PMMA (en haut) et d'une prothèse en polyesters (en bas) (d'après Kawara et al., 2014).....60

14. Bibliographie

1. Santoni P. Maîtriser la prothèse amovible partielle. Cahier de prothèses. 2004.
2. J. Schittly ES. Prothèse amovible partielle 3e édition. Cdp. Schittly J, Schittly E. Prothèse amovible partielle. 2e édition - Editions CdP. Initiatives Sante; 2015.; 2015.
3. Gonzalez J. The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. Open Dent J. 2014;8:85-94.
4. Saeed F, Muhammad N, Khan AS, Sharif F, Rahim A, Ahmad P, et al. Prosthodontics dental materials: From conventional to unconventional. Mater Sci Eng C. 2020;106:110167.
5. Takebe J. A case series on the basic concept and design of removable partial dentures: support and bracing considerations. BMC Oral Health. 2025;25:157.
6. Farao W, Geerts G. Conformity of removable partial denture designs to agreed principles based on materials used - A preliminary study. South Afr Dent J. 2020;75:253-9.
7. Aswani K, Wankhade S, Khalikar A, Deogade S. Accuracy of an intraoral digital impression: A review. J Indian Prosthodont Soc. 2020;20:27-37.
8. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, et al. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin—Part I: Definition and indication of non-metal clasp dentures. J Prosthodont Res. 2014;58:3-10.
9. Binaljadm TM. Flexible Denture: A Literature Review. Cureus. 16:e55425.
10. Vojdani M, Giti R. Polyamide as a Denture Base Material: A Literature Review. J Dent. 2015;16:1-9.
11. Patil S, Licari FW, Bhandi S, Awan KH, Badnjević A, Belli V, et al. The Cytotoxic Effect of Thermoplastic Denture Base Resins: A Systematic Review. J Funct Biomater. 2023;14:411.
12. Lee J-H, Jun S-K, Kim S-C, Okubo C, Lee H-H. Investigation of the cytotoxicity of thermoplastic denture base resins. J Adv Prosthodont. 2017;9:453-62.

13. Aly Sadek S, Dehis WM, Hassan H. Comparative Study Clarifying the Most Suitable Material to Be Used as Partial Denture Clasps. *Open Access Maced J Med Sci.* 2018;6:1111-9.
14. Iwata Y. Assessment of clasp design and flexural properties of acrylic denture base materials for use in non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res.* 2016;60:114-22.
15. Soygun K, Bolayir G, Boztug A. Mechanical and thermal properties of polyamide versus reinforced PMMA denture base materials. *J Adv Prosthodont.* 2013;5:153-60.
16. Sequeira AL, Narayan AI, George VT. Effects of nonaldehyde immersion disinfection on the mechanical properties of flexible denture materials. *J Prosthet Dent.* 2019;121:843-7.
17. Nasution H, Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Takahashi H. Pressure transmission area and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load. *J Prosthodont Res.* 2018;62:44-9.
18. Goiato MC, Santos DM dos, Haddad MF, Pesqueira AA. Effect of accelerated aging on the microhardness and color stability of flexible resins for dentures. *Braz Oral Res.* 2010;24:114-9.
19. Punia V, Khandelwal M, Sharda C, Porwal A, Sethia A. A comparative evaluation of effect of denture cleansers on color stability, surface roughness and hardness of polyamide denture base material. *J Cancer Res Ther.* 2023;19:2031-5.
20. Saraf S, Mishra SK, Agrawal B. Effect of beverages, denture cleanser and chlorhexidine gluconate on surface roughness of flexible denture base material: an in vitro study. *Eur Oral Res.* 2024;58:76-82.
21. Hamanaka I, Shimizu H, Takahashi Y. Bond strength of a chairside autopolymerizing reline resin to injection-molded thermoplastic denture base resins. *J Prosthodont Res.* 2017;61:67-72.
22. Abuzar MA, Bellur S, Duong N, Kim BB, Lu P, Palfreyman N, et al. Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). *J Oral Sci.* 2010;52:577-81.
23. Newer Generation Denture Materials. *Dent Abstr.* 2022;67:47-9.

24. Landwerlin O. Impression 3D en Valplast® : à propos de trois cas cliniques. 2018;18:273-80.
25. Singh K, Aeran H, Kumar N, Gupta N. Flexible thermoplastic denture base materials for aesthetical removable partial denture framework. *J Clin Diagn Res JCDR*. 2013;7:2372-3.
26. Shah D, Ram S, Aggarwal R. Flexible Dentures in Prosthodontics – An Overview. *Indian J Dent Adv*. 2013;5:1380-5.
27. Stafford GD, Huggett R, MacGregor AR, Graham J. The use of nylon as a denture-base material. *J Dent*. 1986;14:18-22.
28. Unilateral removable partial dentures. *Dent Abstr*. 2017;62:349-50.
29. Chung Y-S, Lee N-Y, Lee S-H. REMOVABLE FLEXIBLE DENTURE FOR CHILD WITH LOSS OF MULTIPLE TEETH : A CASE REPORT. *J KOREAN Acad PEDIATRIC Dent*. 2007;34.
30. Goswami M, Chauhan N. Prosthetic Management with Removable Partial Dentures in Pediatric Dental Care: Case Series. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2023;16:534-40.
31. Millet C, Khoury C, Richert R, Lienhart G, Duprez J. Amélogénèse imparfaite et maladie rare : réhabilitation par prothèses amovibles. 2020;20:10-7.
32. Zhou Z, Hu Y, Sui Q, Yan N, Ye R. Application of valplast dentures in the temporary restoration of single missing anterior tooth. *Zhongguo Yi Xue Ke Xue Yuan Xue Bao*. 2011;33:334-6.
33. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, et al. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II: Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res*. 2014;58:71-84.
35. Vozza I, Manzon L, Passarelli PC, Pranno N, Poli O, Grippaudo C. The Effects of Wearing a Removable-Partial-Denture on the Bite Forces: A Cross-Sectional Study. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18:11401.
36. Nasution H, Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Takahashi H. Pressure transmission area

and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load. *J Prosthodont Res.* 2018;62:44-9.

37. Tereza Rodrigues M, Harshitha Gowda BH, Alva B. Stress distribution in tooth supported removable partial denture fabricated using two different materials: A 3-dimensional finite element analysis. *Mater Today Proc.* 2021;46:7643-50.

38. Kumar N, Koli DK, Jain V, Nanda A. Stress distribution and patient satisfaction in flexible and cast metal removable partial dentures: Finite element analysis and randomized pilot study. *J Oral Biol Craniofacial Res.* 2021;11:478-85.

39. Theresita A, Shanmuganathan I, Muruppel A. POLYAMIDE FLEXIBLE DENTURES – A BETTER OR WORSE STRATEGY. *Bull Stomatol Maxillofac Surg.* 2024;121-8.

40. Olms C, Yahiaoui-Doktor M, Remmerbach TW, Stingu CS. Bacterial Colonization and Tissue Compatibility of Denture Base Resins. *Dent J.* 2018;6:20.

41. Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2012;21:173-6.

42. Kawara M, Iwata Y, Iwasaki M, Komoda Y, Iida T, Asano T, et al. Scratch test of thermoplastic denture base resins for non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res.* 2014;58:35-40.

43. Alqutaibi AY, Baik A, Almuzaini SA, Farghal AE, Alnazzawi AA, Borzangy S, et al. Polymeric Denture Base Materials: A Review. *Polymers.* 2023;15:3258.

44. Sultana N, Ahmed S, Nandini VV, Lathief J, Boruah S. An In Vitro Comparison of Microbial Adhesion on Three Different Denture Base Materials and Its Relation to Surface Roughness. *Cureus.* 2023;15:e37085.

45. Senna P, Mourao CF, Rodrigues C, Zaranz L, Zacharias M, Romasco T, et al. Clinical Assessment of Flexible and Non-Metal Clasp Dentures: A Systematic Review. *Prosthesis.* 2025;7.

46. Vozza I, Manzon L, Passarelli PC, Pranno N, Poli O, Grippaudo C. The Effects of Wearing a Removable-Partial-Denture on the Bite Forces: A Cross-Sectional Study. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18:11401.
47. Arafa KA. Effects of different complete dentures base materials and tooth types on short-term phonetics. *J Taibah Univ Med Sci.* 2016;11:110-4.
48. Adaki R, Meshram S, Adaki S. Acoustic analysis and speech intelligibility in patients wearing conventional dentures and rugae incorporated dentures. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13:413-20.
49. Rostom D, Abdul Aziz M. The Impact of the Flexible Partial Denture Base on the Alveolar Mucosa in comparison to metallic denture: RCT and Histological Study. *Adv Dent J.* 2020;2:101-7.
50. Nagakura M, Tanimoto Y, Nishiyama N. Color stability of glass-fiber-reinforced polypropylene for non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res.* 2018;62:31-4.
51. Nguyen LG, Kopperud HM, Øilo M. Water sorption and solubility of polyamide denture base materials. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2017;3:47-52.
52. Gokay GD, Durkan R, Oyar P. Evaluation of physical properties of polyamide and methacrylate based denture base resins polymerized by different techniques. *Niger J Clin Pract.* 2021;24:1835-40.
53. Zol SM, Alauddin MS, Said Z, Mohd Ghazali MI, Hao-Ern L, Mohd Farid DA, et al. Description of Poly(aryl-ether-ketone) Materials (PAEKs), Polyetheretherketone (PEEK) and Polyetherketoneketone (PEKK) for Application as a Dental Material: A Materials Science Review. *Polymers.* 2023;15:2170.
54. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, et al. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. *J Prosthet Dent.* 2017;118:273-80.
55. Zheng J, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Different Undercut Depths Influence on

Fatigue Behavior and Retentive Force of Removable Partial Denture Clasp Materials: A Systematic Review. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2023;32:108-15.

Webographie

34. Ingestion de corps étrangers [Internet]. [cité 7 juill 2025]. Disponible sur: <https://info-radiologie.ch/ingestion-corps-etrangers.php>

Thèse d'exercice : Chir. Dent., Lille : Année 2025

Apport des prothèses amovibles flexibles dans la réhabilitation prothétique : limites cliniques par rapport aux prothèses en résine acrylique et indications complémentaires.

Mennad KHOUANE – p. (80) : ill. (16) ; réf. (55)

Domaines :	Prothèses ; Biomatériaux
------------	--------------------------

Mots-clés libres : Prothèse amovible flexible ; PEEK ; PEKK ; Prothèses esthétiques ; Confort prothétique

Résumé de la thèse :

Les prothèses amovibles flexibles semblent constituer une alternative aux prothèses amovibles classiques. Fabriquées à partir de résines thermoplastiques comme le nylon, elles sont censées apporter (selon le fabricant) confort, légèreté et esthétique en supprimant les crochets métalliques. Ces qualités justifient leur utilisation dans des situations cliniques spécifiques (pédiatrie, post-chirurgical, attente implantaire).

Toutefois, leur manque de rigidité, leur usure rapide et la difficulté de réparation limitent leur usage durable. Les nouveaux matériaux ouvrent des perspectives pour allier confort, esthétique et fiabilité mécanique, mais ces dispositifs doivent rester une solution complémentaire aux prothèses conventionnelles dans une approche thérapeutique raisonnée.

Ce travail met également en évidence l'importance d'une sélection rigoureuse des cas cliniques et d'un suivi adapté afin d'optimiser le bénéfice apporté par ces dispositifs. L'intégration des innovations numériques, telles que la conception et la fabrication assistées par ordinateur, pourrait contribuer à améliorer leur précision et leur reproductibilité.

Ces évolutions laissent entrevoir une meilleure intégration des prothèses flexibles dans la pratique quotidienne.

JURY :	Président : Madame la Professeur Marion DEHURTEVENT Assesseurs : Monsieur le Docteur Nathan DELEMOTTE Monsieur le Docteur Raphaël WAKAM Monsieur le Docteur François DESCAMPS
--------	--

